

UNIVERSITE CLAUDE-BERNARD - LYON
- MEDECINE -
U. E. R. ALEXIS-CARREL

Année 1977 - N° 505

**INCIDENCE
DE LA MISE EN PLACE ET DU SCHELLEMENT
D'UNE PROTHESE DE MOORE
SUR LE COMPORTEMENT BIOMECHANIQUE
DE LA DIAPHYSE FEMORALE.**

THESE

présentée

à l'Université Claude-Bernard - LYON
et soutenue publiquement le 27 Octobre 1977
pour obtenir le grade de Docteur en Médecine

par

Jean-Marie DUPUY

Ancien Élève de l'École du Service de Santé des Armées de Lyon

né le 10 Août 1950

à SAIGON

UNIVERSITE CLAUDE-BERNARD - LYON

- MEDECINE -

U. E. R. ALEXIS-CARREL

Année 1977 - N° 505

**INCIDENCE
DE LA MISE EN PLACE ET DU SCELLEMENT
D'UNE PROTHESE DE MOORE
SUR LE COMPORTEMENT BIOMECHANIQUE
DE LA DIAPHYSE FEMORALE.**

THESE

présentée

à l'Université Claude-Bernard - LYON

et soutenue publiquement le 27 Octobre 1977

pour obtenir le grade de Docteur en Médecine

par

Jean-Marie DUPUY

Ancien Élève de l'École du Service de Santé des Armées de Lyon

né le 10 Août 1950

à SAIGON

UNIVERSITE CLAUDE BERNARD - LYON

- MEDICINE -

U. E. R. ALEXIS CARREL

Année 1977 - N° 22

HYGIENE

DE LA MISE EN PLACE ET DU SCÉLÈMMENT
D'UNE PROTHÈSE DE MORRE
SUR LE COMPORTEMENT SÉROLOGIQUE
DE LA DIAPHRAGME FÉMORALE.



THÈSE

présentée

à l'Université Claude-Bernard - LYON

et soutenue publiquement le 27 Octobre 1977

pour obtenir le grade de Docteur en Médecine

par

Jean-Marie DUPUY

Président de l'Université Claude-Bernard - Lyon

le 10 Août 1980

A SAIGON

UNIVERSITE CLAUDE BERNARD - LYON I

Président de l'Université : Monsieur le Professeur D. GERMAIN
Premier Vice-Président : Monsieur le Professeur E. ELBAZ
Deuxième Vice-Président : Monsieur B. ROUSSET
Troisième Vice-Président : Monsieur R. LOPEZ
Secrétaire Général : Monsieur J. RAMBAUD

UNITES D'ENSEIGNEMENT ET DE RECHERCHE DE L'UNIVERSITE

MEDECINE - GRANGE-BLANCHE - Directeur : Monsieur le Docteur B. SALLE (MCA)
ALEXIS-CARREL Directeur Monsieur le Professeur R. MORNEX
SUD-OUEST Directeur Monsieur le Professeur J. NORMAND
LYON-NORD Directeur Monsieur le Docteur J.P. NEIDHARDT
Directeur
Honoraire : Monsieur le Professeur A. BERTOYE

BIOLOGIE HUMAINE - Directeur : Monsieur le Docteur J.P. REVILLARD (MCA)
TECHNIQUES DE READAPTATION - Directeur : Monsieur le Docteur A. MORGON (MCA)
SCIENCES PHARMACEUTIQUES - Directeur : Monsieur le Professeur BIZOLLON
SCIENCES ODONTOLOGIQUES - Directeur : Monsieur le Docteur R. VINCENT
INSTITUT REGIONAL D'EDUCATION PHYSIQUE ET SPORTIVE :

Président du conseil d'UER : Monsieur le Professeur R. GUILLET
Directeur : Monsieur A. MILLON

MATHEMATIQUES - Directeur : Monsieur le Professeur E. COMBET
PHYSIQUE - Directeur : Monsieur le Professeur J. DELMAU
CHIMIE ET BIOCHIMIE - Directeur : Monsieur le Professeur J. HUET
SCIENCES DE LA NATURE - Directeur : Monsieur le Professeur R. GINET
SCIENCES PHYSIOLOGIQUES - Directeur : Mademoiselle le Professeur J.F. WORBE
INSTITUT UNIVERSITAIRE ET TECHNOLOGIE N° 1 - Directeur : Mr le professeur B. POUYET
INSTITUT UNIVERSITAIRE ET TECHNOLOGIE N° 2 - Directeur : M.J. GALLET (Directeur
ENSAM)
OBSERVATOIRE - Directeur : Monsieur MONNET (Astronome Adjoint)
PHYSIQUE NUCLEAIRE - Directeur : Monsieur le Professeur GUSAKOW
MECANIQUE - Directeur : Mademoiselle le Professeur G. COMTE-BELLOT.

Examineurs de la Thèse :

Président : Monsieur le Professeur A. BOUCHET,

Assesseurs : Monsieur le Professeur Agrégé J.H. NEIDHARDT

Monsieur le Professeur Agrégé L. FISCHER

Monsieur le Professeur Agrégé A. MORIN

A MA FEMME,

A MES PARENTS,

A MES FRERES ET SOEUR,

A TOUTE MA FAMILLE ET BELLE FAMILLE,

A TOUS MES AMIS.

A notre Président de Jury de Thèse,

MONSIEUR LE PROFESSEUR ALAIN BOUCHET,

Nous avons eu le privilège de bénéficier
de son enseignement, tant à la faculté
qu'à l'hôpital.

Nous le remercions d'avoir bien voulu
présider notre jury de thèse et lui
adressons l'expression de notre profonde
considération.

Aux membres de notre Jury,

MONSIEUR LE PROFESSEUR AGREGÉ NEIDHARDT,

Nous sommes très honoré de sa présence dans notre jury. Nous l'assurons de notre profond respect.

MONSIEUR LE PROFESSEUR AGREGÉ L. FISCHER,

Nous sommes flatté de l'honneur qu'il nous fait en acceptant de juger cette thèse. Nous l'en remercions et espérons ne pas le décevoir.

MONSIEUR LE PROFESSEUR AGREGÉ A. MORIN,

L'estime qu'il nous a suscité au cours de nos rencontres, durant nos stages hospitaliers, nous a incité à lui demander notre sujet de thèse. Nous le remercions de la sympathie qu'il a bien voulu nous témoigner. Puisse-t-il trouver en ce travail l'expression de notre gratitude et de notre respect.

AUX DOCTEURS G.P. GONON et J.P. CARRET,

Sans lesquels ce travail n'aurait pu être
réalisé.

Qu'ils soient remerciés de l'aide qu'ils
nous ont apportée ainsi que de l'amical
accueil qu'ils nous ont toujours réservé.

A tous ceux qui nous ont aidé dans l'élaboration de ce travail :

MADAME P. BOLLAIN,

MADemoisELLE N. CHAUMET

qui a réalisé l'iconographie de cette thèse,

MONSIEUR A. FAVRE,

MADemoisELLE F. LECLET,

MONSIEUR G. MOLINOT.

*Aux responsables et Personnel du LABORATOIRE des CHOCS et de BIOMECHANIQUE
de L'ORGANISME NATIONAL DE LA SECURITE ROUTIERE, où nous avons réalisé
notre expérimentation, et plus particulièrement à :*

MADAME LEROY,

MADAME LE DOCTEUR RAMET,

MONSIEUR CESARI,

MONSIEUR REGIGNIANO.

A tout le personnel de l'A.C.E.M.L.

A nos Maîtres dans les hôpitaux :

MONSIEUR LE PROFESSEUR LOUIS REVOL,

MONSIEUR LE MEDECIN CHEF G. BOUTET,

MONSIEUR LE PROFESSEUR G. DE MOURGUES,

MONSIEUR LE PROFESSEUR LIARAS,

MONSIEUR LE DOCTEUR R. LUGAND,

MONSIEUR LE PROFESSEUR A. BOUCHET,

MONSIEUR LE PROFESSEUR R. MORNEX.

Aux Médecins et Chirurgiens de l'hôpital des Armées

A. PARE de Rennes.

A MONSIEUR LE MEDECIN GENERAL THALABARD,

Commandant le Service de Santé des Armées.

A MONSIEUR LE MEDECIN CHEF J. SEPTETJIAN,

*Commandant en second l'Ecole du Service de
Santé des Armées.*

A MONSIEUR LE MEDECIN PRINCIPAL LE BERRE,

Commandant notre Compagnie.

A tous nos Camarades du Service de Santé des Armées.

Ce travail a été réalisé, en collaboration avec l'O.N.S.E.R., dans l'Unité de Bio-mécanique L.L. Ollier du laboratoire d'anatomie de Lyon. Cette unité permet, dans le cadre du laboratoire d'anatomie, de réaliser des recherches bio-mécaniques, ces recherches pouvant intéresser des secteurs aussi différents que l'os ou le système artériel par exemple.

La partie expérimentale de ce travail a été réalisée sous la direction du Professeur Agrégé A. MORIN pendant la période des vacances universitaires de l'été 1977.

- P L A N -

- INTRODUCTION

- LES OBSERVATIONS

- RAPPEL ANATOMIQUE

- I - Description anatomique du fémur,
- II - Architecture et conformation intérieure du fémur,
 - fémur adulte
 - fémur senescent
 - fémur prothésé

- RAPPEL BIOMECANIQUE

- I - Généralités
- II - Fémur normal
- III - Fémur prothésé
- IV - Fémur prothésé scellé

- L'EXPERIMENTATION

- I - Matériel et méthode
- II - Résultats
- III - Discussion

- CONCLUSION

- BIBLIOGRAPHIE

- I N T R O D U C T I O N -

Des complications émaillant l'avenir des prothèses céphaliques de fémur ou des prothèses totales de hanche, les fractures post opératoires des diaphyses fémorales sont relativement rares : 1 à 5 % selon les auteurs (2-10).

Ayant rencontré trois cas de fractures diaphysaires secondaires chez des malades porteurs de prothèses d'Austin MOORE, nous nous sommes penchés sur les variations de résistance des fûts fémoraux prothésés.

Un de ces cas étant scellé, nous avons voulu plus précisément étudier l'incidence du scellement sur ces résistances.

PREMIERE OBSERVATION :

- . Madame Julie COH... née le 22.7.1900
- . Mise en place d'une prothèse de Moore cimentée en 1967 sur le fémur droit.
- . Le 24.7.1974 : chute de sa hauteur
 - clinique : douleur au niveau de la cuisse droite
raccourcissement du membre inférieur droit
déformation de la cuisse droite
 - radiographie : fracture transversale de la diaphyse fémorale
droite au niveau de la queue de la prothèse.
- . Le 29.9.1974 : ostéosynthèse du fémur droit par une longue plaque courbe de Judet de 17 cm.
- . Evolution : satisfaisante.
- . Le 17.9.1975 : ablation du matériel.

Il s'agit donc d'une femme de 74 ans qui, après une chute de sa hauteur, a présenté une fracture transversale de la diaphyse fémorale, au niveau de l'extrémité de la queue d'une prothèse de Moore cimentée, mise en place sept ans plus tôt.

DEUXIEME OBSERVATION :

- . Madame Marie-Jeanne DESC... née le 25.12.1903
- . Le 21.3.1974 : mise en place d'une prothèse de Moore pour fracture sous capitale du col du fémur gauche, secondaire à une chute.
- . Le 24.6.1974 : chute sur le côté gauche
 - clinique : douleur au niveau de la cuisse
impotence fonctionnelle du membre inférieur gauche
rotation externe du pied.
 - radiographie : fracture spiroïde de l'extrémité supérieure de la diaphyse fémorale gauche.
- . Le 26.6.1974 : mise en place d'une plaque vis.
- . Evolution : pas de complication post opératoire, fonction de la hanche satisfaisante.

Dans ce deuxième cas, il s'agit également d'une femme, âgée de 71 ans, qui, toujours pour un traumatisme mineur, a présenté une fracture spiroïde de l'extrémité supérieure d'un fémur ayant été équipé trois mois auparavant d'une prothèse céphalique de Moore.

TROISIEME OBSERVATION :

- . Madame PIE... Gabrielle, née le 14.7.1892
- . Le 8.12.1973 : chute de sa hauteur
 - clinique : impotence du membre inférieur droit,
raccourcissement du membre inférieur droit,
rotation externe du pied,
douleur au pli de l'aîne.
 - radiographie : fracture basicervicale du col du fémur droit.
- . Le 11.12.1973 : mise en place d'une prothèse de Moore.
- . Le 2.3.1974 : chute de sa hauteur sur le côté droit
 - radiographie : fracture de la diaphyse fémorale droite (cf.fig. 1)
- . Le 12.3.1974 : réduction et immobilisation par trois vis mises en rappel,
mise en place d'une plaque (cf.fig.2)
- . Evolution satisfaisante, bonne fonction de la hanche et du genou .

Trois mois après la mise en place de la prothèse, la patiente, âgée de 81 ans, a présenté une fracture diaphysaire secondaire à un traumatisme peu important.

Ces observations sont celles de trois femmes ayant entre 71 et 81 ans.

La fragilité osseuse, consécutive au sexe et à l'âge avancé de ces malades, n'explique que partiellement ces fractures itératives.

Il faut noter le rôle très probablement joué par les implants puisque seules les diaphyses des fémurs prothésés ont cassé lors du second traumatisme.



- Figure I : FRACTURE DIAPHYSAIRE FÉMORALE DROITE CHEZ UNE FEMME
DE 81 ANS PORTEUSE D'UNE PROTHESE DE MOORE DEPUIS
TROIS MOIS (collection du Professeur Agrégé MORIN).



- Figure II : REDUCTION ET IMMOBILISATION DE LA FRACTURE
(collection du Professeur Agrégé MORIN).

- R A P P E L S A N A T O M I Q U E S -

Ce chapitre ne veut que rapporter brièvement les notions anatomiques indispensables à la bonne compréhension de notre expérimentation.

I - DESCRIPTION ANATOMIQUE DU FEMUR : (Cf. figures III)

Le fémur (os fémoris) est un os long pair non symétrique, formant à lui seul le squelette du premier segment (cuisse) du membre inférieur. Sur un squelette en position verticale, il se dirige obliquement de haut en bas et de dehors en dedans, avec une obliquité d'autant plus importante que le bassin est large. L'axe anatomique est représenté par le segment de droite reliant le milieu de l'échancrure inter condylienne au bord supérieur du grand trochanter (trochanter major), l'axe mécanique par la verticale passant par le centre de rotation de la tête fémorale. Ces deux axes ne sont pas parallèles et s'inclinent l'un vers l'autre sous un angle de 8 à 9°. Le corps du fémur est recourbé sur lui même et présente une concavité postérieure. Enfin sur son axe vertical, une légère torsion détermine entre le plan transversal de son extrémité supérieure et le plan transversal de son extrémité inférieure un angle aigu ouvert en dedans, angle de déclinaison ou de torsion égal à environ 25°.

Le fémur présente un corps et deux extrémités :

1. Le corps présente trois faces et trois bords :

- La face antérieure (facies anterior) est lisse et convexe ;
- Les faces médiale (facies medialis) et latérale (facies lateralis) assez larges dans leurs deux tiers supérieurs, s'effilent et se terminent en

pointe à leurs extrémités inférieures par suite de la bifurcation du bord postérieur de l'os et de la formation du triangle poplité (facies poplitea).

- Les bords médial et latéral sont peu marqués et les trois faces manquent de limite précise.
- Le bord postérieur, ou ligne âpre, (linea aspera) forme un relief épais et rugueux présentant une lèvre latérale et une lèvre médiale dans sa partie moyenne. Il se divise en bas en deux branches aboutissant aux condyles de l'extrémité inférieure de l'os, la surface triangulaire à base inférieure qu'elles délimitent porte le nom de triangle poplité. En haut la ligne âpre se divise en trois branches : la branche latérale se dirigeant vers le grand trochanter, la branche moyenne (linea pectinea) vers le petit trochanter (trochanter minor), la branche médiale vers la partie antérieure et inférieure du col (collum ossis femoris). Peu en dessous de cette trifurcation, sur la ligne âpre, se trouve le trou nourricier du fémur.

2. L'extrémité supérieure présente :

- Une tête articulaire (capitus ossis femoris) régulièrement arrondie représentant les 2/3 d'une sphère regardant en haut en dedans et un peu en avant.
- Un col anatomique supportant la tête et la reliant aux trochanters. Il revêt la forme d'un cylindre aplati d'avant en arrière, son grand axe représentant sa longueur se dirigeant obliquement de haut en bas et de dedans en dehors. Il fait avec l'axe du corps de l'os un angle de 130°.
- Le grand trochanter (trochanter major) éminence quadrilatère située en dehors du col présente deux faces et quatres bords.
- Le petit trochanter (trochanter minor), tubercule situé à la partie postéro inférieure du col.

3. Le col chirurgical, portion du fémur unissant le corps de l'os à son extrémité supérieure, est situé immédiatement en dessous des trochanters.

4. L'extrémité inférieure forme un massif volumineux se recourbant d'avant en arrière de façon telle que l'axe longitudinal du corps de l'os prolongé vers le bas, la partage en une partie antérieure et une partie postérieure toujours plus importante.

D'avant en arrière cette extrémité est constituée d'une surface articulaire en forme de poulie, la trochlée fémorale (facies patellaris) dont les deux facettes latérales s'inclinent l'une vers l'autre pour former un sillon antéro postérieur : la gorge de la trochlée. A la partie inférieure, les deux fossettes se séparent et réalisent une large échancrure, la fossette inter condylienne, divisant l'extrémité inférieure du fémur en deux massifs latéraux : les condyles.

Le condyle latéral considéré sur un fémur en position verticale descend moins bas que le condyle médial. Il en résulte que si l'on fait reposer les deux condyles sur un même plan horizontal, le fémur prend de lui même une direction oblique en haut et en dedans.

II - CONFORMATION INTERIEURE ET ARCHITECTURE (cf. figure 4)

1. Fémur adulte :

- a) Le corps ou diaphyse exclusivement constitué de tissu compact est creusé en sa partie centrale d'un canal médullaire (cavum medullare) s'étendant du quart inférieur de l'os au petit trochanter.
- b) Les extrémités ou épiphyses sont formées de tissu spongieux entouré d'une coque plus ou moins épaisse de tissu compact.

- Les deux lames corticales compactes diaphysaires interne et externe reçoivent les forces de pression. Elles s'épaississent considérablement au niveau du col chirurgical.

La lame interne se prolonge à la partie inférieure du col et donne naissance au niveau du petit trochanter à un prolongement compact montant perpendiculairement dans le tissu spongieux du col : l'éperon de Merckel (calcar femorale). La lame latérale s'amincit en se dirigeant vers le grand trochanter.

- De la lame latérale naissent des travées obliques en haut et en dedans dirigées vers la tête fémorale formant le faisceau céphalique ou faisceau arciforme de Gallois et Bosquette et quelques travées à direction verticale occupant le côté externe du grand trochanter.

- De la lame interne naissent :

- . d'une part, un ensemble de fibres obliques en haut et en dehors dirigé vers la partie supérieure du grand trochanter : le faisceau trochantérien.
- . d'autre part, un ensemble de fibres se dirigeant obliquement en haut et en dedans et formant l'éventail de sustentation de Delbet.

- Enfin de la lame compacte formant la partie supérieure du col, naissent deux types de travées osseuses, les unes se dirigeant vers le grand trochanter, les autres vers la partie moyenne de la tête.

- Culmann compara les lignes de forces ainsi décrites à celles d'une grue.

c) En ce qui concerne l'épiphyse inférieure, les travées qui la constituent sont pour la plupart de direction verticale et sont d'autant plus courtes qu'elles sont plus périphériques.

2. Fémur senescent :

Il existe physiologiquement une résorption lente du tissu spongieux des épiphyses fémorales aboutissant au creusement d'une cavité centrale ayant pour conséquence l'agrandissement du canal médullaire.

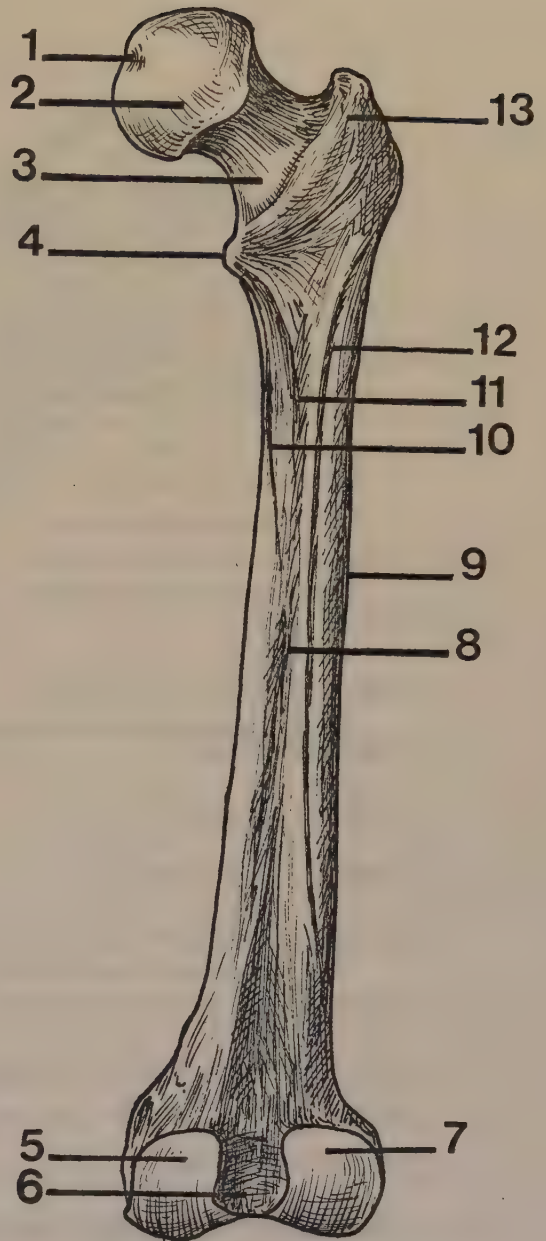
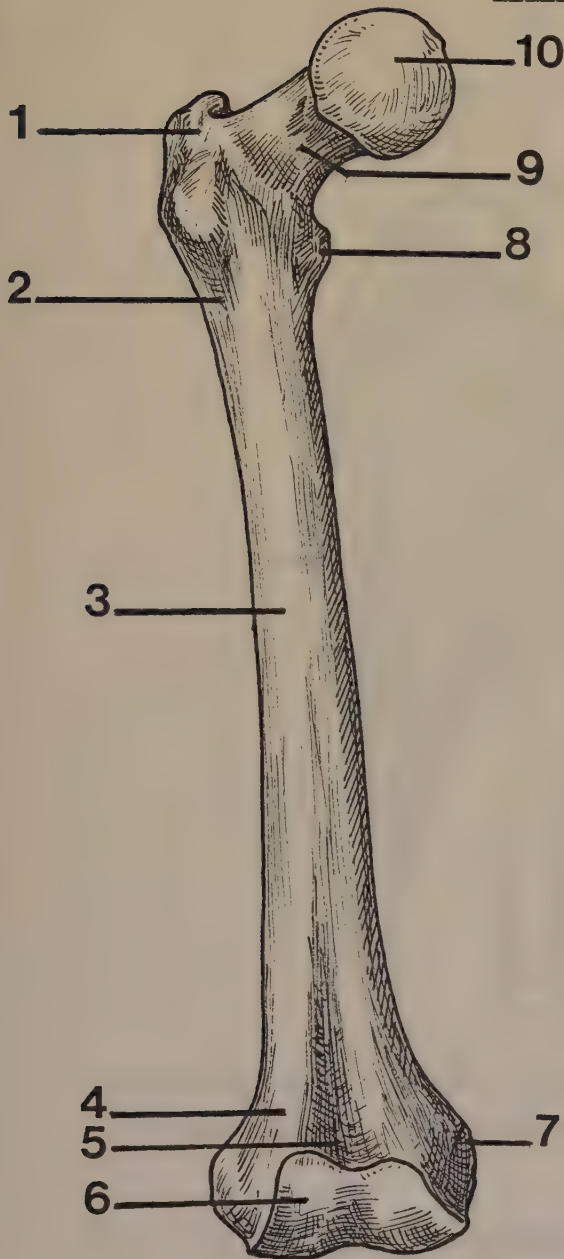
3. Fémur prothésé :

La conformation intérieure et l'architecture des fémurs prothésés diffèrent de celles ci-dessus décrites ;

Radiologiquement, on constate chez des sujets porteurs de prothèse céphalique ancienne :

- . un renforcement cortical annulaire intéressant la partie de la diaphyse en regard de l'extrémité du manche de la prothèse ;
- . une déminéralisation dans les zones sous trochantériennes.

- Figures III -



VUE ANTERIEURE DU FEMUR DROIT

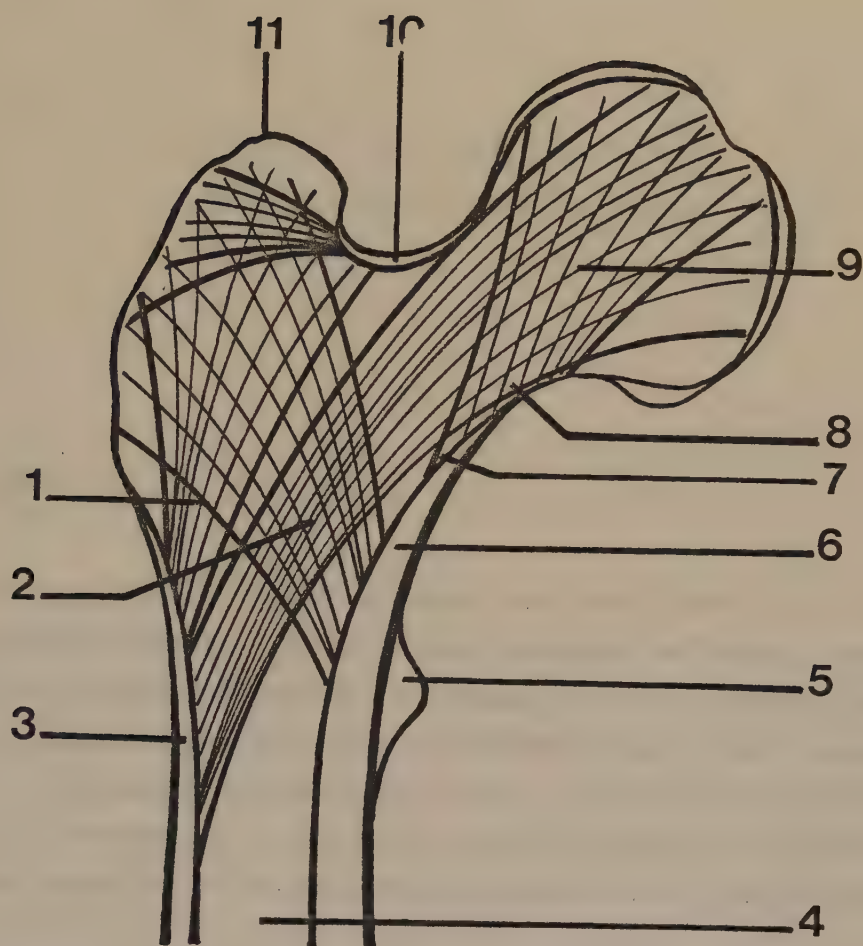
VUE POSTERIEURE DU FEMUR

- Légende de la figure IV -

ARCHITECTURE DE L'EXTREMITÉ SUPÉRIEURE DU FEMUR

(d'après A. BOUCHET et J. CUIILLERET -3-)

1. faisceau trochantérien
2. clé de voute
3. lame corticale latérale
4. canal médullaire
5. petit trochanter
6. lame corticale médiale
7. arc boutant inférieur du col
8. éventail de sustentation de Delbet
9. noyau central de la tête formé par le croisement du faisceau céphalique issu de la corticale latérale et de l'éventail de sustentation
10. lame compacte sus cervicale
11. grand trochanter



- *Figure IV* : ARCHITECTURE DE L'EXTREMITÉ SUPÉRIEURE
 DU FEMUR (d'après A. BOUCHET et J. CUILLERET 3)

- R A P P E L B I O M É C A N I Q U E -

I - GENERALITES :

L'os se déforme sous l'influence des forces auxquelles il est soumis ; c'est un corps élastique (c'est à dire reprenant sa forme initiale à la disparition des forces déformantes) obéissant à la loi de Hooke (loi établissant un lien de proportionnalité entre les déformations et les forces qui les produisent). Il présente cependant une limite d'élasticité se définissant par la valeur de la contrainte (force par l'unité de section sur laquelle elle agit) au delà de laquelle la loi de proportionnalité n'est plus observée.

Au delà de cette limite, l'os présente des déformations permanentes. La valeur limite de la contrainte provoquant ces déformations permanentes est très proche de celle provoquant la rupture (fracture).

L'application sur la tête fémorale d'une force verticale dirigée vers le bas provoque au niveau diaphysaire des phénomènes de compression et de traction. Cette notion admise, du fait de la configuration de l'os, par la simple réflexion a été vérifiée par les travaux de KUNSTSCHER (19), d'EVANS (11), de MARIQUE (24), de BLAIMONT (3) et de LEDUC (21).

Exposons, successivement, les comportements biomécaniques d'un fémur normal, d'un fémur prothésé et enfin d'un fémur prothésé scellé lors d'efforts compressifs.

II - FEMUR NORMAL :

Les zones de traction et de compression sont séparées par une surface dite surface neutre dont les points ne subissent aucune déformation et ce quelle que soit l'intensité de la force. D'après BLAIMONT (3), cette surface neutre subit de la métaphyse supérieure à la métaphyse inférieure une variation angulaire dont la grandeur varie de 100 à 140° suivant les fémurs. Cette variation se faisant dans le sens horaire pour les fémurs gauches et anti horaire pour les fémurs droits.

Entièrement comprise dans le fémur, cette surface neutre est limitée par une ligne neutre antérieure et une ligne neutre postérieure (cf. figure 5).

La ligne neutre antérieure naît du milieu de la ligne intertrochantéri- que antérieure pour se rendre au voisinage de tubercule du grand adducteur en restant sur la face antérieure du fémur durant les 2/3 supérieurs de son par- cours.

La ligne neutre postérieure se confond avec la lèvre latérale de la ligne âpre jusqu'à l'union 1/3 supérieur, 1/3 moyen puis gagne le pilier limi- tant à l'extérieur le creux sustrochléen.

La variation angulaire, qui se fait principalement au niveau du 1/3 moyen de la diaphyse, explique l'enroulement l'une sur l'autre des deux zones de traction et de compression. Au niveau de la métaphyse supérieure, les deux zones occupent une surface sensiblement égale sur la tranche de section : la zone de traction étant externe, la zone de compression interne.

Toujours d'après BLAIMONT (3), les déformations enregistrées lors de la mise en charge sont plus élevées dans la partie haute de la diaphyse et à cha- que niveau l'intensité de la compression est supérieure à celle de la traction. Le pic de ces déformations se situant au niveau du petit trochanter ou à 20-30 mm au dessous (cf. figure 6).

Enfin, lorsque la charge de rupture est atteinte, la fracture se situe au niveau du col anatomique.

III - FEMURS PROTHESES :

L'implantation d'une prothèse de Moore modifie la distribution des sollicitations osseuses (cf. figure 7).

La position de la surface neutre diaphysaire dépend de la localisation du point d'application de la force par rapport à la diaphyse. On comprend donc que toute variation de l'antéversion ou de la longueur du col en déplaçant l'axe neutre déplace les zones de sollicitation maximale, celles-ci étant à chaque niveau sur un plan perpendiculaire à celui de l'axe neutre.

a) Cas d'un fémur idéalement prothésé (antéversion cervicale correcte, longueur du col conservé, bon appui de la platine de la prothèse sur la section cervicale)

- Au niveau diaphysaire :

- . Les déformations au niveau du 1/4 supérieur sont plus faibles pour le fémur une fois décapité et prothésé.
- . Il existe un pic de déformation dans les zones de compression et de traction situées à 10 cm en dessous du petit trochanter, c'est à dire au niveau de l'extrémité distale du manche. Cette hypersollicitation annulaire appelée aussi effet de manche est d'autant plus importante que le porte à faux cervical est grand.

- Au niveau cervical :

Il existe une hypersollicitation en regard des arêtes internes du manche de la prothèse, cette hypersollicitation étant plus marquée au niveau de l'arête antéro-interne.

- La valeur de la charge de rupture d'un fémur prothésé est diminuée de 15 à 40 % par rapport à celle de son homologue non prothésé et elle provoque, du fait de l'hypersollicitation en regard des arêtes internes du manche, l'arrachement d'un fragment osseux interne détachant la base du col fémoral.

b) Cas d'un fémur non idéalement prothésé :

L'effet de manche et la concentration des contraintes cervicales en regard de l'arête antéro-interne de la queue de la prothèse sont renforcés sur les fémurs dont les cols sont mal préparés (BLAIMONT -3-).

Les fractures obtenues par compression réalisent également un arrachement osseux interne.

La résistance à la compression des fémurs avec un appui cervical bien réparti dépasse de 25 à 40 % celle des fémurs mal préparés (WAGNER et MARNEFFE -30-), ceux-ci l'étant parfois du fait même des caractéristiques des traits de fracture.

L'étude anatomo biomécanique du fémur montre que les corticales des zones de traction et de compression maximales sont toujours plus épaisses que celles traversées par l'axe neutre. La pose d'une prothèse, en ne permettant pas de conserver exactement les mêmes longueur et antéversion du col pré-existant, déplace la surface neutre ; aux zones nouvellement les plus sollicitées ne se trouvent plus opposées les corticales les plus résistantes. On conçoit donc, en attendant que s'établisse un nouvel équilibre, qu'un fémur soit fragilisé par la présence de l'implant lorsque celui-ci n'est pas cimenté.

IV - FEMUR PROTHESE SCELLE :

D'après WAGNER et MARNEFFE (30) :

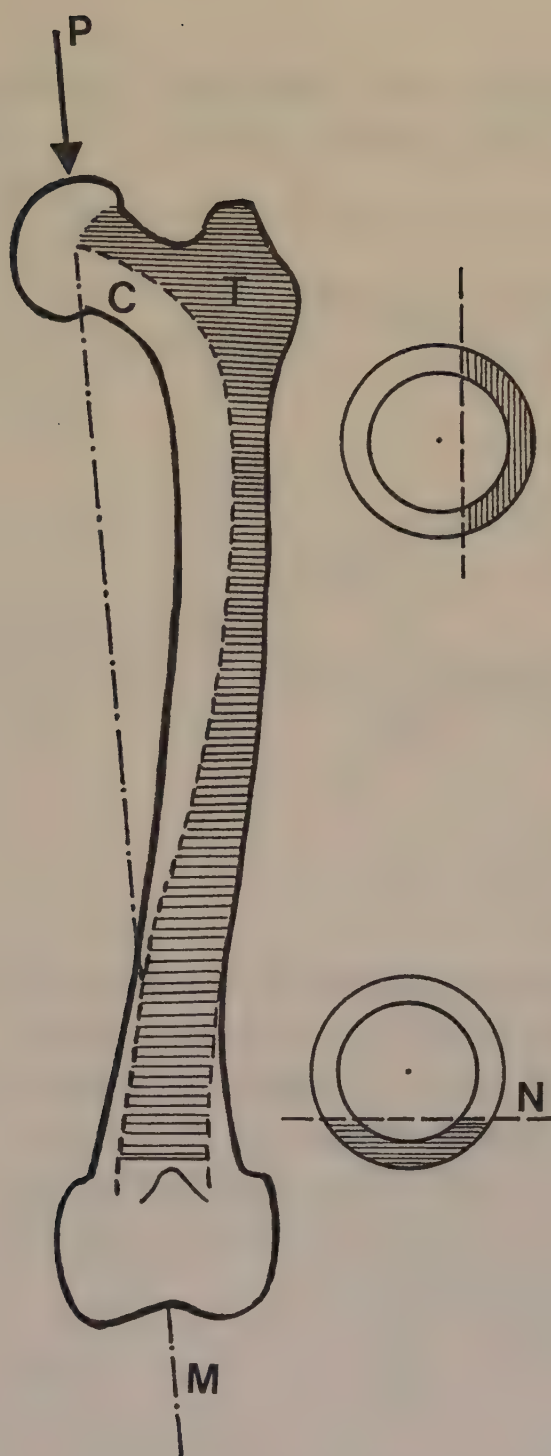
- Le scellement complet du manche de la prothèse augmente la résistance du fémur en charge de 50 à 400 %. Les traits de fracture se situent au niveau de l'extrémité inférieure de la queue de la prothèse du fait du phénomène d'entaille (accumulation au changement de section des contraintes se transmettant d'une partie supérieure pleine, où elles sont réparties, à une partie inférieure creuse) (cf. figure 8).
- Le scellement entraîne, tant en compression qu'en traction, une augmentation des sollicitations maximales qui s'exercent comme pour les fémurs prothésés au niveau de l'extrémité de la queue.

- Au niveau du petit trochanter, les déformations en compression sont moins importantes que celles d'un fémur prothésé.

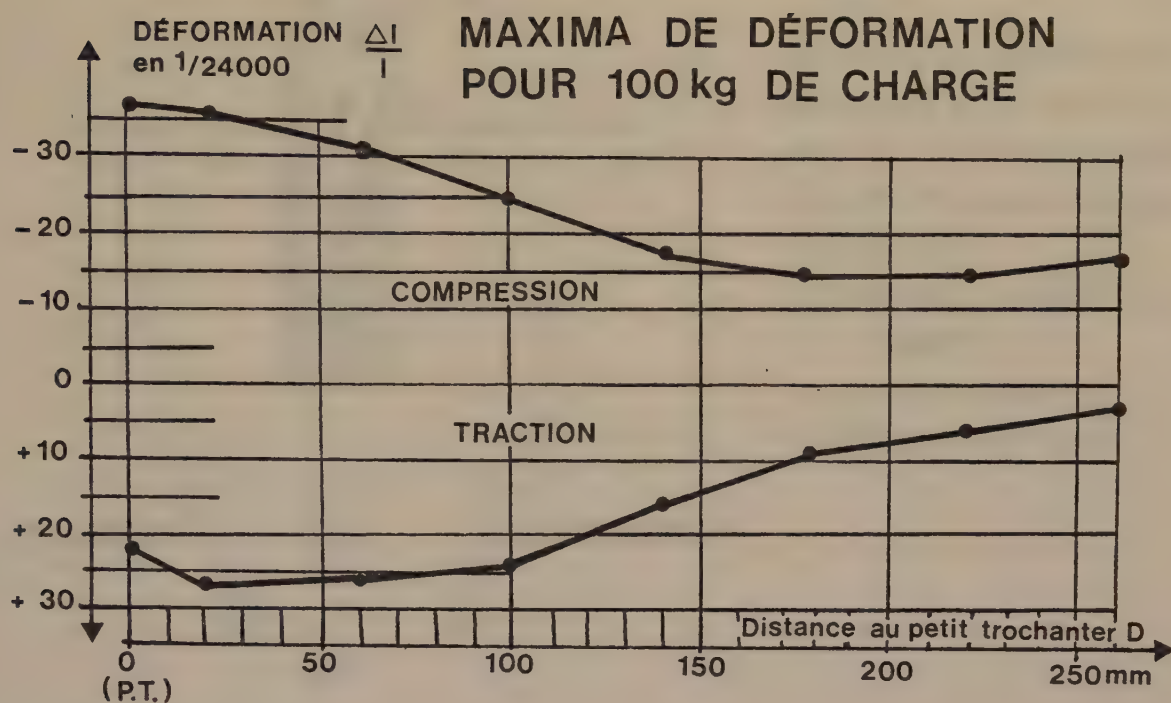
Les déformations en traction sont supérieures à celles d'un fémur prothésé et inférieures à celles d'un fémur normal (cf. figure 7).

- Enfin, en cas de refend du col en per opératoire, le scellement provoque une augmentation de la résistance globale à la compression en déviant de la zone fragilisée une partie des sollicitations.

L'étude du fémur ci-dessus exposée est une approche théorique incomplète des phénomènes biomécaniques concernant le squelette de la cuisse. En effet, la biomécanique de cet os sur le vivant se complique de par l'action des masses musculaires.

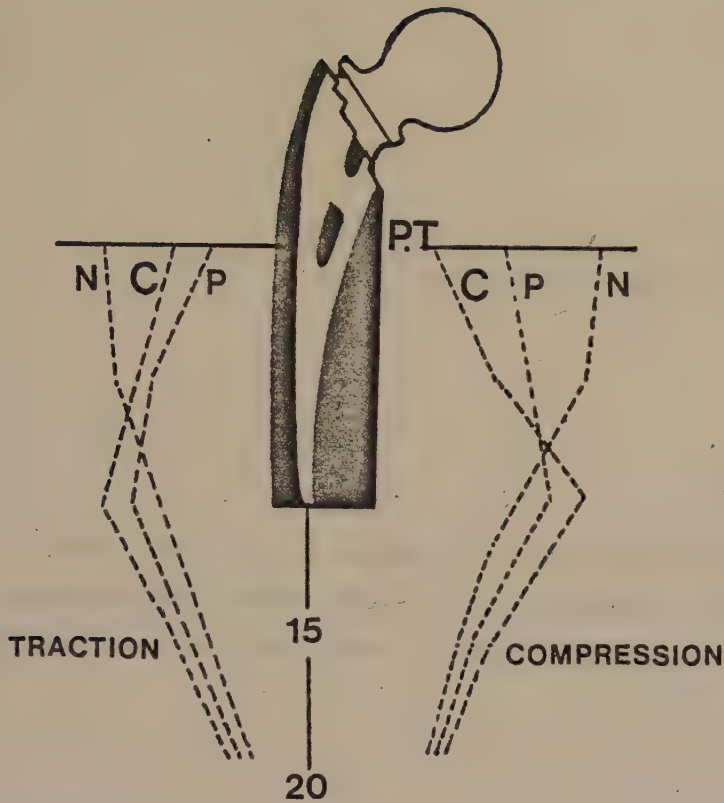


- Figure 5 : TRACE DES ZONES DE DEFORMATIONS EN TRACTION (T)
ET EN COMPRESSION (C) D'UN FEMUR
(d'après BLAIMONT -3-).



- *Figure 6* : LORS D'EFFORT EN COMPRESSION DU FEMUR, LES DÉFORMATIONS SONT PLUS ÉLEVÉES DANS LA PARTIE HAUTE DE LA DIAPHYSE. A CHAQUE NIVEAU, LA VALEUR DE LA DÉFORMATION MAXIMALE DE COMPRESSION EXCEDE CELLE DE TRACTION.

(d'après BLAIMONT -3-).



- Figure 7 :

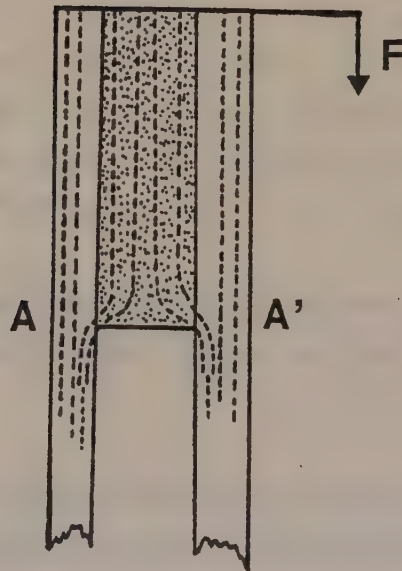
COURBES DES DEFORMATIONS
MAXIMALES D'UN FEMUR NOR-
MAL (N) D'UN FEMUR PROTHESE
(P) ET D'UN FEMUR PROTHESE
CIMENTE (C)

PT = NIVEAU DU PETIT TRO-
CHANTER

(d'après J.WAGNER et
R.DE MARNEFFE -30-)

- Figure 8 : PHENOMENE D'ENTAILLE

Le fémur prothésé et cimenté est comparable à un cylindre dont seule la partie supérieure est pleine. En exerçant, au sommet de ce cylindre, une force de flexion (F), les contraintes naissant dans la partie supérieure s'accroissent au changement de section (A A'). A ce niveau existe l'entaille.



- EXPERIMENTATION -

Nous avons voulu apprécier l'incidence de la cimentation sur le gradient de déformation des fémurs munis d'une prothèse d'Austin Moore lors de l'application d'une force dirigée vers le bas s'exerçant au sommet de la tête de la prothèse.

I - MATERIELS ET METHODE :

Nous avons utilisé cinq fémurs frais appartenant à des sujets âgés de 64 à 80 ans décédés d'affection sans retentissement connu sur le squelette et n'ayant subi aucun procédé de conservation. Le fémur n° 1 ne fut pas prothésé, le fémur n° 2 fut muni d'une prothèse non cimentée, le 3ème, le 4ème et le 5ème furent prothésés et respectivement scellés avec du ciment Simplex Radio opaque à quatre, huit et dix huit centimètres au dessous de la section cervicale comme nous l'avons vérifié radiologiquement (figures 9 et 10).

Nous avons essayé de conserver les longueurs initiales des porte à faux cervicaux et de donner aux platines des prothèses l'appui le plus large possible sur la section des cols.

Pour avoir une bonne assise, nous avons coulé les extrémités inférieures des fémurs dans un bloc de résine de telle sorte que le centre de la tête de la prothèse se place à la verticale du milieu de la fossette inter condylienne. Sur chacun de ces cinq fémurs, nous avons adapté des jauges d'extensométrie disposées en couronnes situées respectivement à 4, 8 et 12 cm au dessous du petit trochanter ; chaque couronne comportant quatre jauges collées au niveau de la ligne âpre et sur l'axe médian de chacune des trois faces. Nous avons utilisé la méthode de collage sur os frais mise au point par G.GONON.

Le ciment n'atteignait pas les jauges de la couronne supérieure du fémur prothésé scellé à 4 cm et descendait au dessous de celle-ci en ce qui concerne le fémur prothésé scellé à 8 cm. Dans le cas du 5ème fémur, les trois couronnes de jauge ceinturaient une diaphyse comblée par du ciment poussé à la seringue. Les jauges utilisées furent des jauges d'extensométrie de type EA-06-062 AP 120 fabriquées par la société "MICRO MEASURES".

Les essais de compression furent réalisés au laboratoire de Bron des chocs et de biomécanique de l'organisme national de sécurité routière. Nous nous sommes servi d'une machine d'essais universelle Peters et Fils (Presse hydraulique) (cf.figure 11). Cette machine comporte quatre pistons télescopiques dont les sections sont dans le rapport 1, 10, 100, 1000. Les gammes d'effort sur chaque piston étant les suivantes :

Piston A	:	0 - 10.000	DAN	ou	0 - 3.000	DAN
Piston B	:	0 - 1.000	DAN	ou	0 - 300	DAN
Piston C	:	0 - 100	DAN	ou	0 - 30	DAN
Piston D	:	0 - 10	DAN	ou	0 - 3	DAN

Seuls les pistons A et B ont été utilisés.

La mesure des déformations fémorales par les jauges électriques est régie par le principe voulant que la résistance d'un filament métallique soumis à une sollicitation mécanique varie proportionnellement à la contrainte imposée. Les déformations du fémur sont transmises au filament de la jauge, l'unité de déformation étant le microstrain correspondant à une variation de longueur du millionième de la longueur de la jauge.

Nous avons pu ainsi obtenir simultanément, sur les 12 jauges placées sur chaque fémur, la mesure des déformations survenant au cours des efforts de compression. Les forces appliquées sur les fémurs le furent par palier de 50 kg et ce jusqu'à rupture des montages.

Les jauges effectuent la somme algébrique des différentes déformations au fur et à mesure que la force appliquée augmente. La lecture de ces déformations se faisant sur un pont d'extensométrie auquel les jauges sont reliées par câbles électriques (figure 12).

- *Figure 9* -*Fémur n° 1**Fémur normal**Fémur n° 2**Fémur prothésé**Fémur n° 3*

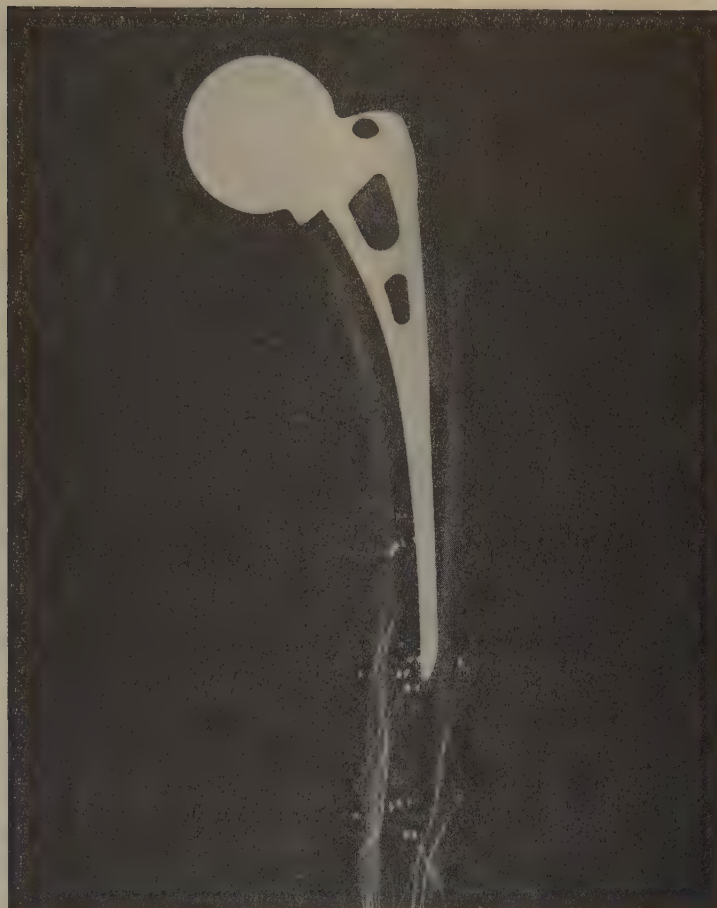
*Fémur prothésé scellé
4 cm au dessous de la
section du col.*

*Fémur n° 4*

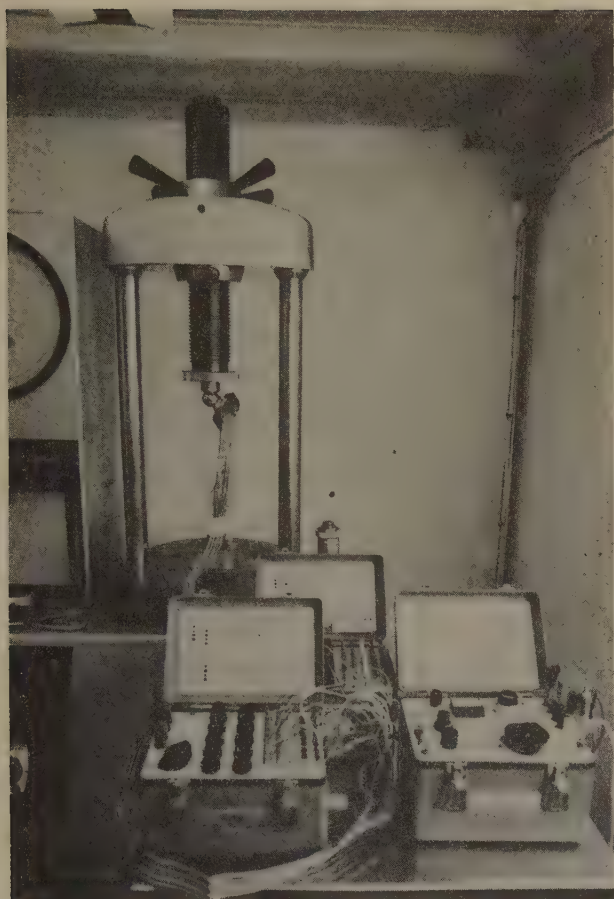
*Fémur prothésé scellé
8 cm au dessous de la
section du col.*

*Fémur n° 5*

*Fémur prothésé scellé
18 cm au dessous de la
section du col.*

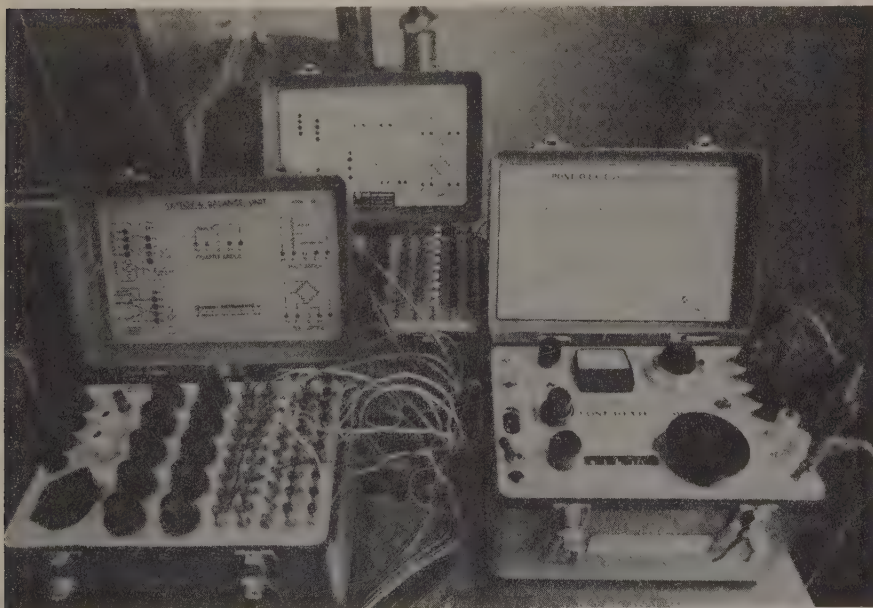


- *Figure 10* : *RADIOGRAPHIE DU FEMUR PROTHESE SCELLE,*
-----*A 4 CM AU DESSOUS DE LA SECTION DU COL,*
EQUIPE DE SES TROIS COURONNES DE JAUGES.



- Figure 11 : MACHINE D'ESSAIS UNIVERSELLE PETERS & FILS DU LABORATOIRE
DES CHOCs ET DE BIOMECHANIQUE DE L'O.N.S.E.R.

Photo prise lors de l'essai en compression du fémur
prothésé scellé à 8 cm.



- Figure 12 : PONT D'EXTENSOMETRIE ET VOIES ADDITIONNELLES.

II - RESULTATS :

Pour chaque fémur, nous avons reporté sur un tableau les déformations enregistrées à chaque palier de compression par les différentes jauges (cf. figures 13, 14, 15, 16, 17). Nous avons aussi reporté, en un seul tableau, le gradient des déformations correspondant aux forces de 50 et de 500 kgs de chacune des jauges des cinq fémurs (figure 18).

Enfin, nous avons tracé, sur un même schéma, les courbes de déformation des jauges homologues (cf. figures 19, 20, 21), et pour chaque fémur les courbes de déformation des jauges d'une même couronne (figures 22, 23, 24), ainsi que les courbes de déformation des jauges placées sur un même bord ou face (figures 25, 26, 27, 28).

Nous n'avons pas tenté de préciser la valeur des contraintes, nous contentant de raisonner sur les gradients de déformation des fémurs.

Il ressort de cette expérimentation les données suivantes :

1. Sens des déformations enregistrées par les différentes jauges :

Les jauges placées sur la ligne âpre et au niveau de la face médiale travaillent en compression. Les jauges placées au niveau de la face latérale et de la face antérieure travaillent en traction, exception faite des jauges antéro-supérieures des fémurs non scellés et scellés à 8 cm qui ont travaillé en compression : cela s'expliquant par les variations de position de la ligne neutre antérieure (figure 29). Les courbes des jauges travaillant en traction (figure 20) présentent une pente ascendante ; les courbes des jauges travaillant en compression (figure 21) présentent une pente descendante.

2. Valeurs des charges de rupture et caractéristiques des traits de fracture :

La charge de rupture a été de :

- 550 kg pour le fémur non prothésé et a provoqué une fracture transcervicale ;
- 650 kg pour le fémur prothésé non scellé et a provoqué un arrachement osseux interne triangulaire, détachant la base du col fémoral, dont la

pointe se trouvait à 6 cm au dessous du petit trochanter. Une fissure verticale, en regard de l'arête antéro-interne du manche de la prothèse, descendant un centimètre au dessous du petit trochanter est apparue à 550 kg (figures 30, 31, 35).

- 550 kgs pour le fémur prothésé scellé à 4 cm et a provoqué un arrachement osseux interne détachant la base du col et descendant jusqu'à 4 cm au dessous du petit trochanter (figures 32 et 36).
- 850 kgs pour le fémur prothésé scellé à 8 cm et a provoqué un arrachement postéro-interne descendant jusqu'à 8 cm au dessous du niveau du petit trochanter (figures 33 et 37).
- 1.050 kgs pour le fémur prothésé scellé à 18 cm et a provoqué une fracture comminutive au niveau de l'extrémité du manche de la prothèse (figures 34 et 38).

3. Etude comparative des gradients de déformation des différentes jauges des cinq fémurs :

- Si nous considérons les gradients des déformations enregistrés par les jauges homologues sur les différents fémurs, pour des forces comprises entre 50 et 500 kg, ceux des jauges des faces médiales, latérales et du bord postérieur des fémurs non ou peu scellés (fémurs n° 2 et 3) sont supérieurs à ceux des fémurs plus profondément cimentés (fémurs n° 4 et 5). Les gradients des déformations des jauges du fémur non prothésé se situent le plus souvent entre ceux des jauges placées sur les fémurs n° 2 et 3 et ceux des jauges placées sur les fémurs n° 4 et 5 (figure 39).
- Au niveau des faces médiale et latérale, le gradient des déformations des jauges placées à 4 cm au dessous du petit trochanter est supérieur à celui des jauges placées à 8 et 12 cm, et ce pour tous nos fémurs. Au niveau de la face antérieure et du bord postérieur, le gradient de déformation des jauges inférieures est supérieur à celui des jauges plus haut situées. Le gradient des jauges situées en regard de l'extrémité de la queue de nos prothèses (jauges de la 2ème couronne) ont une valeur moyenne par rapport à celles des gradients des jauges d'un même bord ou face situé sur les deux autres couronnes (figures 40 et 41).
- Au niveau des couronnes supérieures, le gradient de déformation est plus important au niveau des faces médiale et latérale qu'au niveau du bord postérieur et de la face antérieure, et ce pour quatre des fémurs. Au niveau moyen et inférieur, le gradient de déformation des jauges travaillant en compression (jauge postérieure et médiale) est supérieur à celui des jauges travaillant en traction (jauges antérieure et latérale) -figure 42 -

Force Jauge	50 kg	100	150	200	250	300	350	400	450	500
1	- 340	-1020	-1240	-1530	-1710	-1970	-2270	-2580	-2955	-3340
2	+1790	+1770	+1640	+1490	+1340	+1170	+ 980	+ 740	+ 450	+ 180
3	- 255	- 450	- 660	- 800	-1000	-1200	-1410	-1620	-1860	-2090
4	-1080	-1370	-1690	-2005	-2270	-2595	-2920	-3280	-3660	-4060
5	-1300	-1645	-1990	-2390	-2740	-3150	-3560	-4020	-4490	-5000
6	+ 855	+ 890	+ 940	+1050	+1120	+1210	+1330	+1480	+1670	+1860
7	+ 10	+ 65	+ 120	+ 215	+ 320	+ 380	+ 490	+ 620	+ 800	+ 970
8	- 670	- 610	- 530	- 370	- 250	- 130	+ 30	+ 190	+ 390	+ 580
9	+ 975	+1200	+1440	+1660	+1910	+2160	+2410	+2670	+2990	+3315
10	+1005	+1180	+1360	+1530	+1710	+1900	+2100	+2320	+2570	+2830
11	+ 540	+ 590	+ 620	+ 680	+ 690	+ 700	+ 740	+ 770	+ 820	+ 875
12	- 915	-1190	-1400	-1680	-2000	-2340	-2680	-3070	-3510	-3945

- Figure 13 : *TABEAU DES DEFORMATIONS ENREGISTREES A PARTIR
DES JAUGES PLACEES SUR LE FEMUR NON PROTHESE
(fémur n° 1).*

<i>Force</i> <i>Jauge</i>	50 kg	100	150	200	250	300	350	400	450	500	550	600
1	- 375	- 680	- 940	-1160	-1410	-1660	-1875	-2125	-2400	-2690	-3115	-3475
2	- 225	- 565	- 845	-1125	-1355	-1595	-1855	-2125	-2425	-2695	-3545	-3955
3	- 235	- 500	- 760	-1110	-1390	-1640	-1930	-2220	-2550	-2880	-3260	-3660
4	- 420	- 800	-1230	-1610	-2030	-2440	-2905	-3340	-3900	-4390	-5150	-5830
5	- 430	- 720	-1100	-1495	-1900	-2330	-2760	-3160	-3700	-4250	-4550	-5040
6	+ 70	+ 30	+ 20	- 20	- 70	- 120	- 180	- 200	- 280	- 335	- 350	- 430
7	+ 210	+ 330	+ 400	+ 440	+ 480	+ 500	+ 540	+ 580	+ 590	+ 620	+ 780	+ 810
8	+ 210	+ 340	+ 490	+ 520	+ 610	+ 650	+ 715	+ 800	+ 870	+ 940	+1070	+1125
9	+ 310	+ 560	+ 860	+1140	+1440	+1740	+2060	+2330	+2830	+3070	+3450	+3790
10	+ 190	+ 505	+ 720	+ 945	+1155	+1395	+1640	+1890	+2160	+2445	+2805	+3100
11	+ 150	+ 270	+ 420	+ 550	+ 680	+ 830	+ 910	+1140	+1300	+1510	+1680	+1900
12	- 600	-1000	-1360	-1740	-2040	-2380	-2710	-3080	-3425	-3830	-4245	-4690

- *Figure 14* : *TABEAU DES DEFORMATIONS ENREGISTREES A PARTIR
DES JAUGES PLACEES SUR LE FEMUR PROTHESE NON
SCHELLE (fémur n° 2).*

Force Jauge	50 kg	100	150	200	250	300	350	400	450	500	550
1	- 460	- 940	-1415	-1980	-2490	-3015	-3560	-3945	-4470	-4820	
2	- 360	- 870	-1380	-2030	-2675	-3340	-4000	-4515	-5200	-5680	
3	+1110	+ 890	+ 700	+ 480	+ 285	- 85	- 410	- 710	-1040	-1320	
4	+1100	+ 815	+ 570	+ 270	- 75	- 455	- 880	-1300	-1750	-2170	
5	+ 940	+ 565	+ 300	- 80	- 330	- 725	-1200	-1725	-2240	-2750	
6	+1110	+1370	+1590	+1920	+2200	+2490	+2710	+2900	+3070	+3225	
7	+1240	+1540	+1805	+2130	+2410	+2720	+2950	+3100	+3245	+3390	
8	+1400	+1770	+2110	+2510	+2880	+3255	+3510	+3705	+3850	+4000	
9	+1400	+1610	+1790	+2000	+2210	+2485	+2800	+3125	+3440	+3770	
10	- 210	+ 110	+ 330	+ 635	+ 940	+1260	+1590	+1940	+2290	+2610	
11	-1150	- 970	- 800	- 600	- 420	- 165	+ 180	+ 420	+ 595	+ 880	
12	- 950	-1490	-2000	-2580	-3125	-3690	-4070	-4555	-4865	-5300	-5610

- *Figure 15 : TABLEAU DES DEFORMATIONS ENREGISTREES A PARTIR
DES JAUGES PLACEES SUR LE FEMUR PROTHESE SCELLE
A 4 CM (fémur n° 3).*

<i>Force</i> <i>Jauge</i>	50 kg	100	150	200	250	300	350	400	450	
1	- 60	- 150	- 240	- 365	- 470	- 580	- 710	- 835	- 930	
2	- 30	- 100	- 160	- 190	- 240	- 300	- 355	- 410	- 460	
3	+ 40	+ 5	- 95	- 190	- 320	- 440	- 570	- 700	- 820	
4	- 90	- 200	- 340	- 520	- 710	- 915	-1120	-1325	-1560	
5	- 160	- 290	- 500	- 720	- 980	-1240	-1490	-1735	-2020	
6	+ 70	+ 60	+ 60	+ 50	+ 5	- 10	- 10	- 20	- 20	
7	+ 10	+ 30	+ 60	+ 90	+ 160	+ 210	+ 340	+ 450	+ 620	
8	- 80	- 75	- 50	- 30	+ 20	+ 50	+ 95	+ 140	+ 210	
9	+ 60	+ 90	+ 150	+ 275	+ 395	+ 520	+ 640	+ 780	+ 930	
10	+ 170	+ 190	+ 325	+ 335	+ 345	+ 420	+ 500	+ 580	+ 695	
11	- 240	- 230	- 220	- 215	- 210	- 210	- 210	- 195	- 190	
12	- 125	- 200	- 330	- 405	- 600	- 780	- 780	- 800	- 990	

- *Figure 16 : TABLEAU DES DEFORMATIONS ENREGISTREES A PARTIR DES JAUGES*

	500	550	600	650	700	750	800	850
	-1055	-1180	-1315	-1440	-1580	-1720	-1860	-1990
	- 520	- 580	- 660	- 745	- 825	- 900	- 990	
	- 975	-1165	-1310	-1445	-1600	-1770	-1910	
	-1795	-2020	-2255	-2465	-2710	-2955	-3200	
	-2295	-2565	-2835	-3100	-3375	-3665	-3940	
	- 20	- 45	- 45	- 90	- 105	- 140	- 170	
	+ 770	+ 990	+1120	+1410	+1605	+2030	+2390	
	+ 270	+ 335	+ 390	+ 470	+ 535	+ 630	+ 690	
	+1095	+1260	+1365	+1490	+1650	+1800	+1955	
	+ 805	+ 890	+ 985	+1080	+1190	+1300	+1415	
	- 170	- 170	- 140	- 130	- 110	- 90	+ 10	+ 40
	-1460	-1550	-1600	-1705	-2270	-2400	-2570	-2750

- PLACÉES SUR LE FÉMUR SCÉLÉ À 8 CM (fémur n° 4).

<i>Force</i> <i>Jauge</i>	50 kg	100	150	200	250	300	350	400	450	500	
1	- 820	- 980	-1165	-1390	-1570	-1800	-2030	-2270	-2530	-2760	
2	- 695	- 820	- 945	-1045	-1225	-1370	-1495	-1660	-1840	-1980	
3	- 360	- 570	- 750	- 940	-1150	-1380	-1555	-1770	-2030	-2250	
4	- 300	- 570	- 860	-1160	-1485	-1800	-2110	-2470	-2795	-3170	
5	- 440	- 780	-1100	-1450	-1790	-2160	-2520	-2900	-3275	-3690	
6	- 60	0	+ 150	+ 200	+ 370	+ 470	+ 565	+ 685	+ 830	+ 980	
7	- 230	- 130	0	+ 150	+ 250	+ 370	+ 530	+ 680	+ 895	+1060	
8	- 300	- 170	- 70	+ 75	+ 200	+ 355	+ 520	+ 700	+ 835	+1030	
9	+ 150	+ 370	+ 570	+ 800	+1030	+1280	+1560	+1800	+2040	+2360	
10	+ 680	+ 870	+1065	+1275	+1470	+1700	+1930	+2130	+2420	+2640	
11	+ 890	+1010	+1070	+1160	+1300	+1420	+1530	+1625	+1760	+1880	
12	-1110	-1410	-1650	-1890	-2140	-2455	-2770	-3025	-3320	-3650	

- *Figure 17 : TABLEAU DES DEFORMATIONS ENREGISTREES A PARTIR DES*

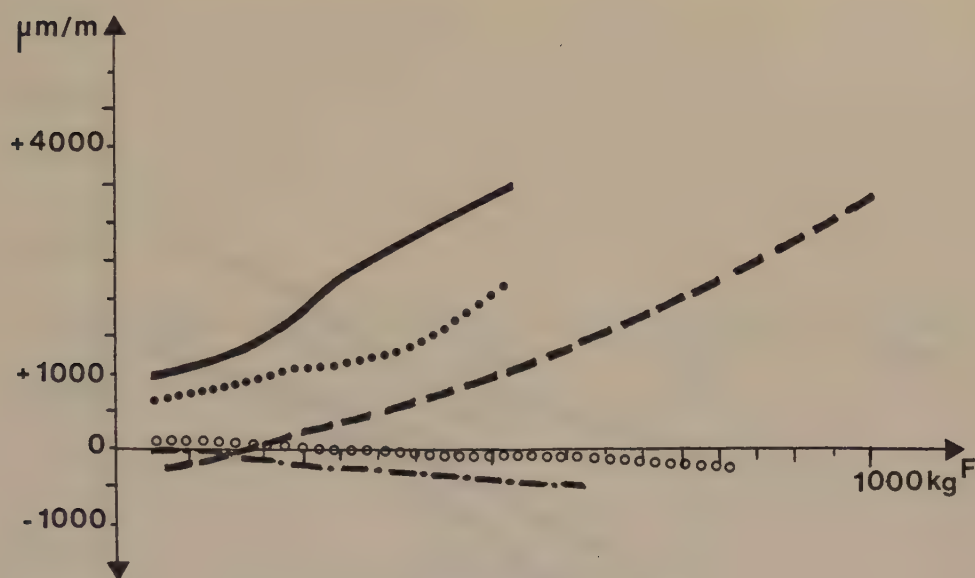
	550	600	650	700	750	800	850	900	950	1000
	-3040	-3295	-3570	-3960	-4250	-4650	-5015	-5530	-5900	-6525
	-2160	-2330	-2510	-2750	-2960	-3240	-3460	-3825	-4090	-4510
	-2515	-2750	-3050	-3370	-3625	-3980	-4310	-4790	-5110	-5730
	-3560	-3950	-4330	-4830	-5230	-5720	-6240	-6940	-7440	-8290
	-4080	-4500	-4930	-5400	-5890	-6445	-6940	-7700	-8180	-9040
	+1130	+1270	+1440	+1630	+1850	+2070	+2280	+2670	+2930	+3365
	+1310	+1485	+1745	+2115	+2370	+2670	+2990	+3500	+3830	+4325
	+1210	+1395	+1610	+1948	+2140	+2445	+ 290	+3140	+3440	+3945
	+2645	+2890	+3170	+3575	+3860	+4260	+4580	+5145	+5500	+6185
	+2905	+3140	+3455	+3835	+4110	+4490	+4805	+5400	+5760	+6590
	+2060	+2200	+2335	+2535	+2740	+2965	+3175	+3500	+3790	+4090
	-4060	-4390	-4790	-5200	-5700	-6130	-6545	-7120	-7830	-8350

JAUGES PLACÉES SUR LE FEMUR SCÉLÉ A 18 CM (fémur n° 5).

- Figure 18 : TABLEAU DES GRADIENTS DES DEFORMATIONS ENREGISTREES PAR LES JAUGES HOMOLOGUES PLACEES SUR LES
CINQ FEMURS POUR LES FORCES DE 50 ET DE 500 KG.

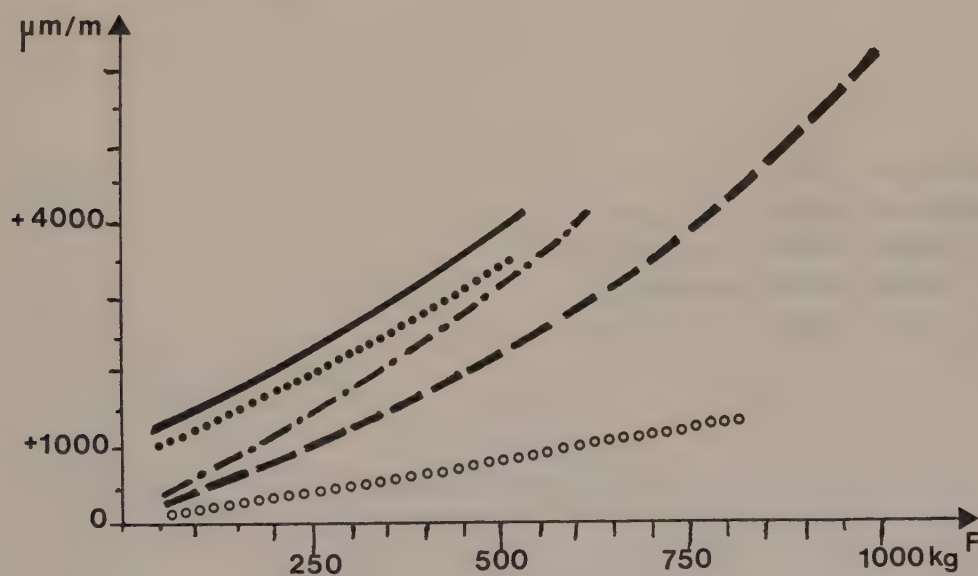
Fémurs Jauges	Non prothésé	Prothésé non scellé	Prothésé scellé à 4 cm au dessous du petit trochanter	Prothésé scellé à 8 cm au dessous du petit trochanter	Prothésé scellé à 18 cm au dessous du petit trochanter
6 } supérieure	+ 855 +1005 +1860	+ 70 - 405 - 335	+1110 +2115 +3225	+ 70 - 90 - 20	- 60 +1040 + 980
7 } Antérieures moyenne	+ 10 + 960 + 970	+ 210 + 410 + 620	+1240 +2150 +3390	+ 10 + 760 + 770	- 230 +1290 +1060
8 } inférieure	- 670 +1250 + 580	+ 210 + 730 + 940	+1400 +2600 +4000	- 80 + 350 + 270	- 300 +1330 +1030
9 } supérieure	+ 975 +2340 +3315	+ 310 +2760 +3070	+1400 +2370 +3770	+ 60 +1035 +1095	+ 150 +2210 +2360
10 } Externes moyenne	+1005 +1825 +2830	+ 190 +2255 +2445	- 210 +2820 +2610	+ 170 + 635 + 805	+ 680 +1960 +2640
11 } inférieure	+ 540 + 335 + 875	+ 150 +1360 +1510	-1150 +2030 + 880	- 240 + 70 - 170	+ 890 + 990 +1880
2 } supérieure	+1790 -1610 + 180	- 225 -2475 -2695	- 360 -5320 -5680	- 30 - 490 - 520	- 695 -1285 -1980
1 } Postérieures moyenne	- 340 -3000 -3340	- 375 -2315 -2690	- 460 -4360 -4820	- 60 - 995 -1055	- 820 -1940 -2760
12 } inférieure	- 915 -3030 -3945	- 600 -3230 -3830	- 950 -4350 -5300	- 125 -1335 -1460	-1110 -2540 -3650
5 } supérieure	-1300 -3700 -5000	- 430 -3820 -4250	+ 940 -3690 -2750	- 160 -2135 -2295	- 440 -3250 -3690
4 } Internes moyenne	-1080 -2980 -4060	- 420 -3970 -4390	+1100 -3270 -2170	- 90 -1705 -1795	- 300 -2870 -3170
3 } inférieure	- 255 -1835 -2090	- 235 -2645 -2880	+1110 -2430 -1320	+ 40 -1015 - 975	- 360 -1890 -2250

Schéma des déformations des jauges placées sur la face antérieure à 4cm au-dessous du petit trochanter



- Figure 19 -

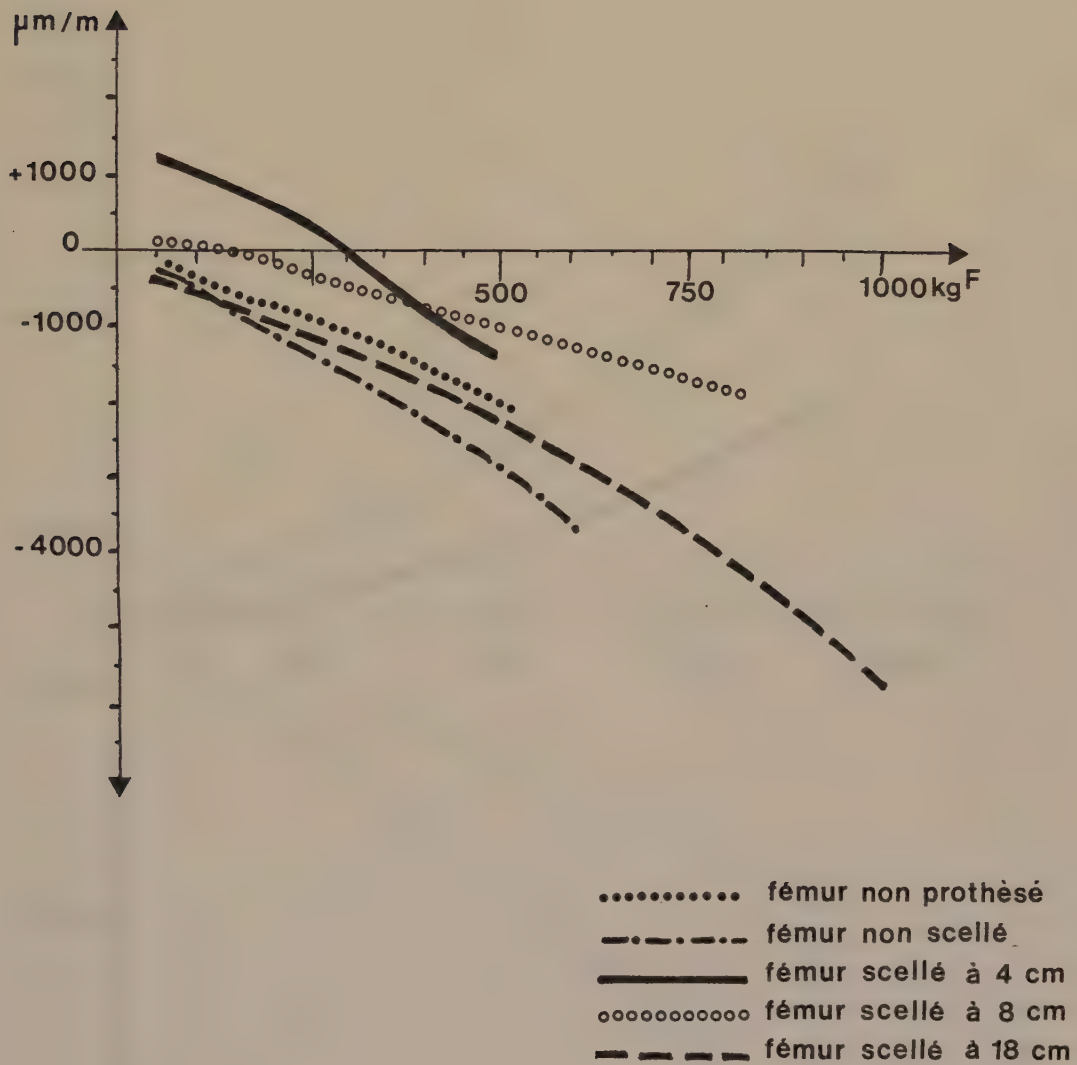
Schéma des déformations des jauges placées sur la face latérale à 4cm au-dessous du petit trochanter



- Figure 20 -

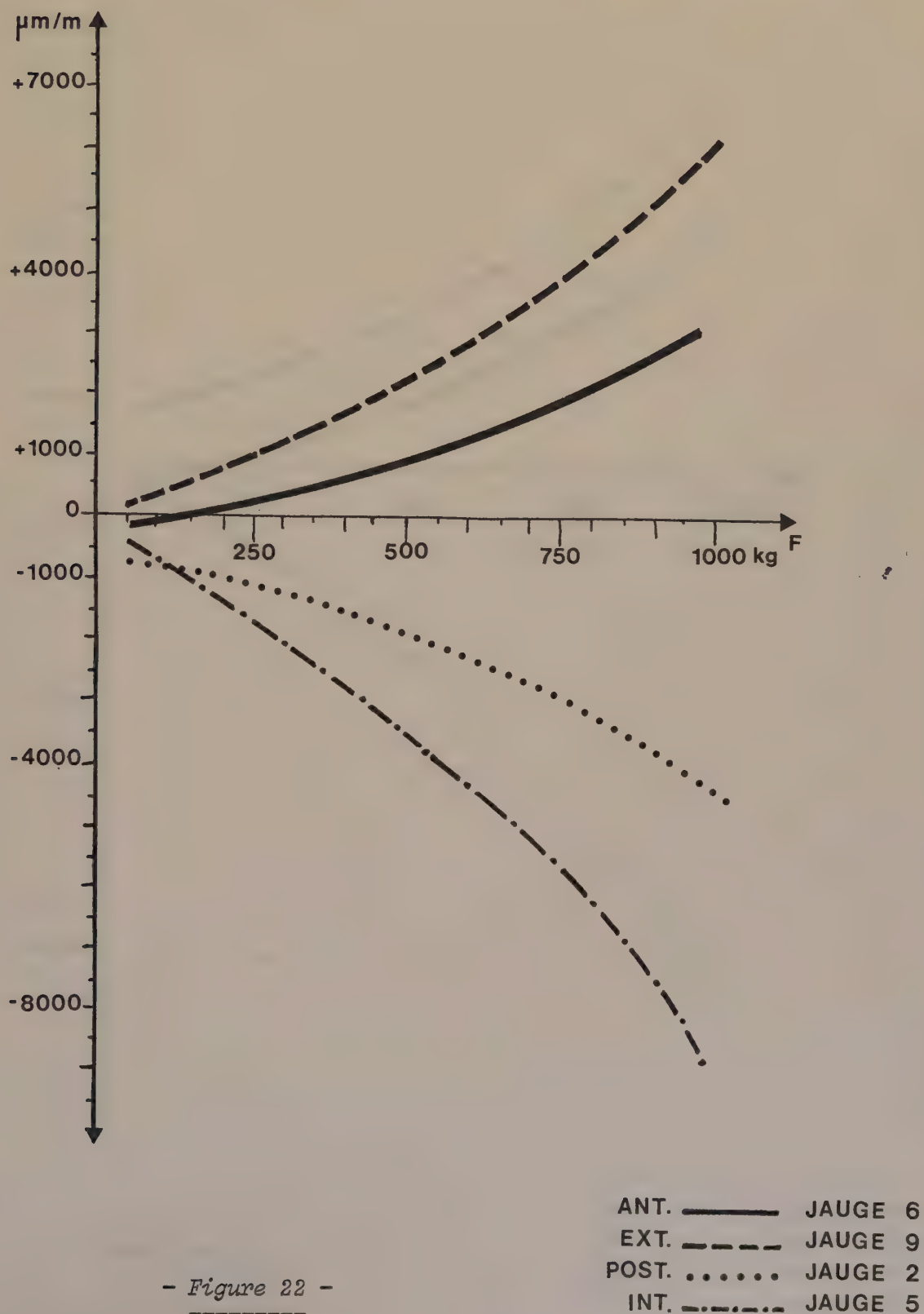
- fémur non prothésé
- . - . - . fémur non scellé
- fémur scellé à 4 cm
- oooooooo fémur scellé à 8 cm
- ——— fémur scellé à 18 cm

Schéma des déformations des jauges placées sur la face médiale à 12 cm au-dessous du petit trochanter



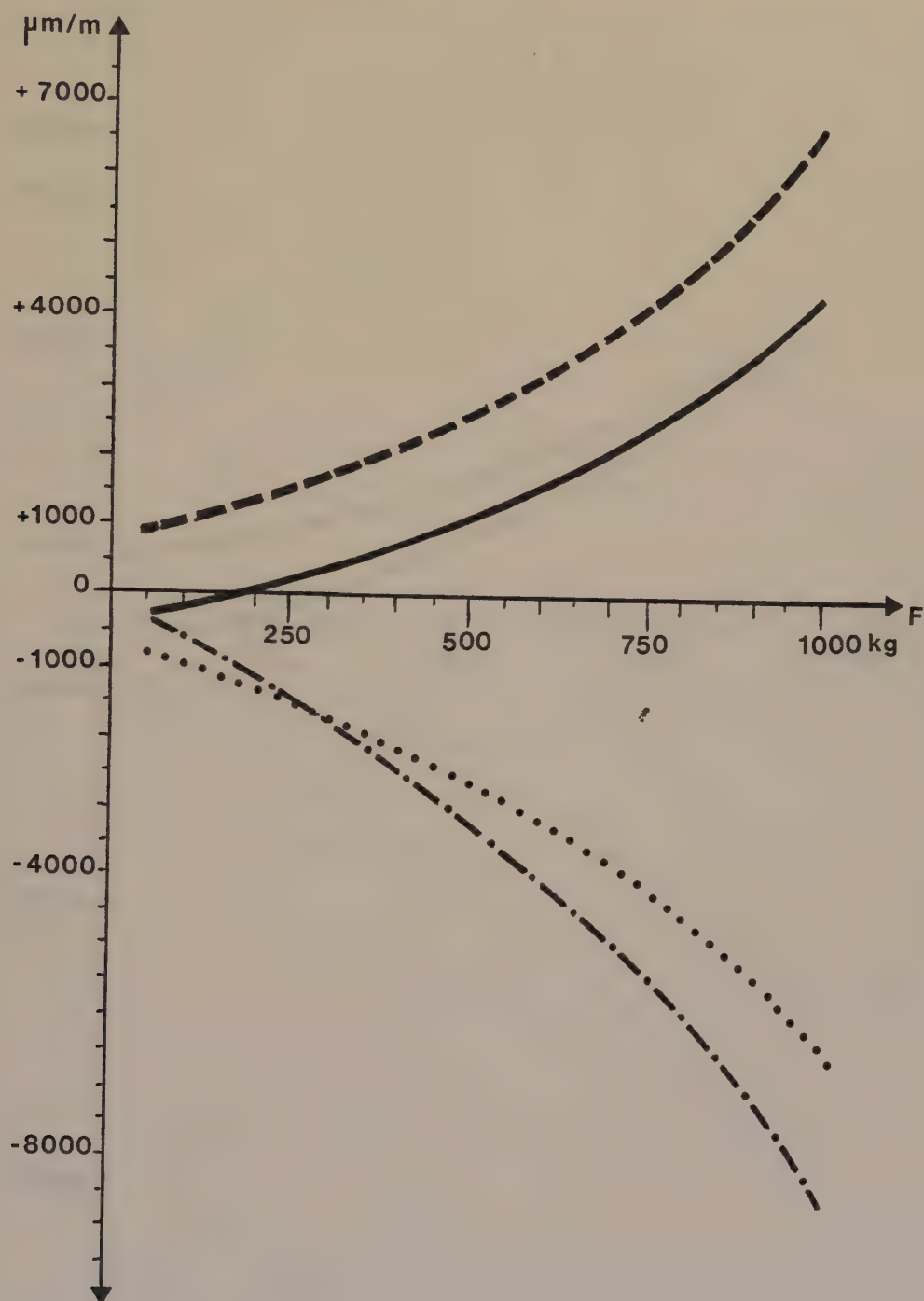
- Figure 21 -

Schéma des déformations des jauges placées en couronne à 4 cm au-dessous du petit trochanter sur le fémur prothésé scellé à 18 cm



- Figure 22 -

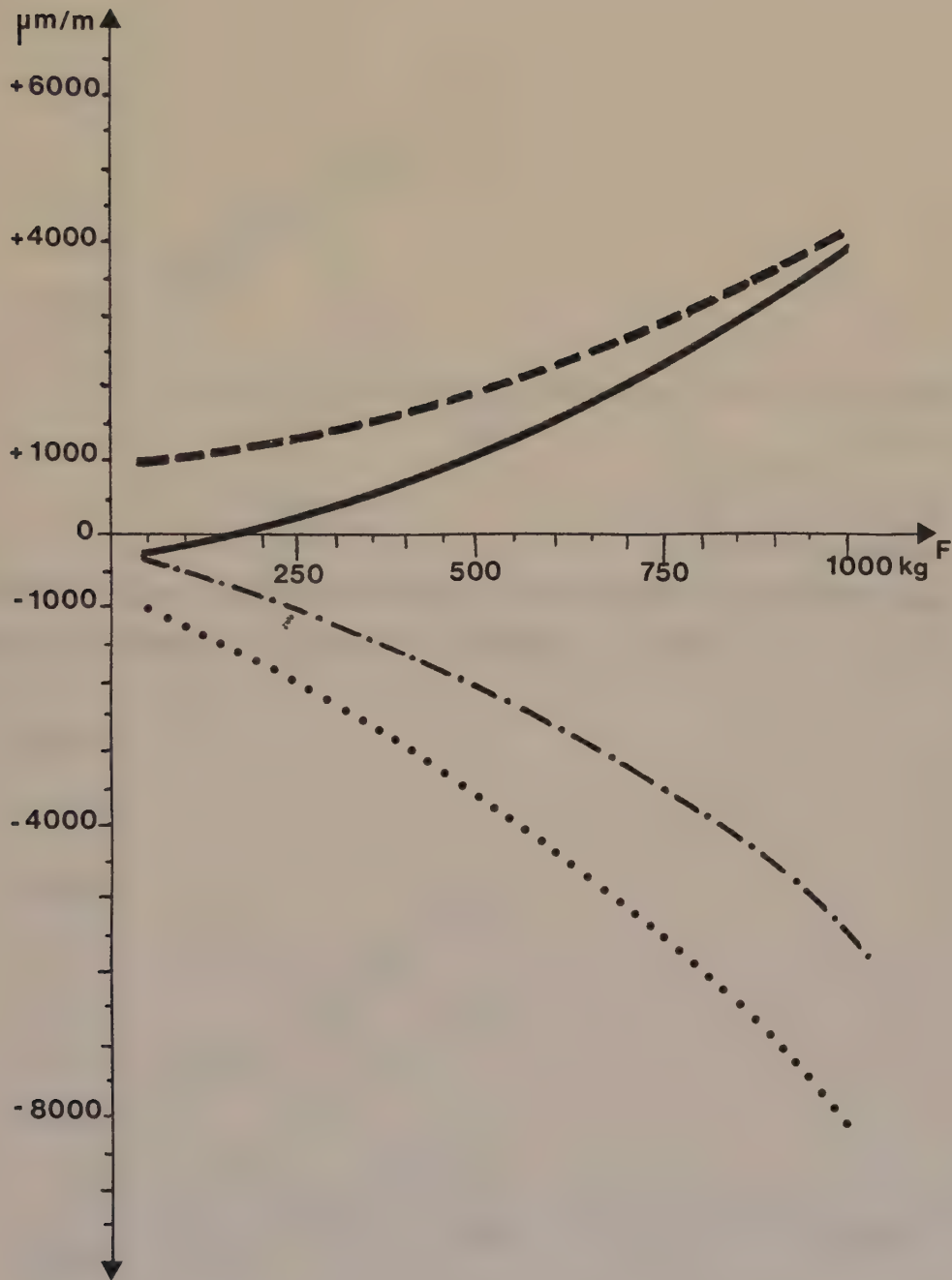
Schéma des déformations des jauges placées en couronne à 8cm au-dessous du petit trochanter sur le fémur prothésé scellé à 18cm



- Figure 23 -

ANT. — JAUGE 7
 EXT. - - - JAUGE 10
 POST. JAUGE 1
 INT. - . - . - JAUGE 4

Schéma des déformations des jauges placées en couronne à 12 cm au-dessous du petit trochanter sur le fémur prothésé scellé à 18 cm



- Figure 24 -

ANT. —————	JAUGE 8
EXT. - - - - -	JAUGE 11
POST.	JAUGE 12
INT. - . - . -	JAUGE 3

Schéma des déformations des jauges placées sur la face antérieure du fémur prothésé scellé à 4cm

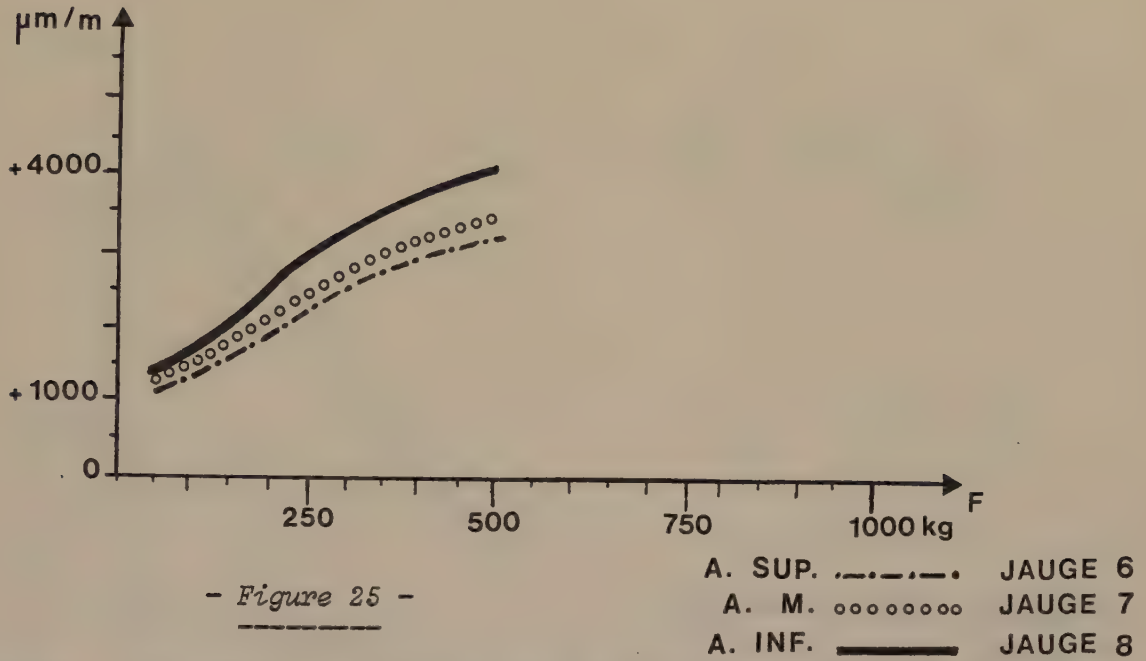


Schéma des déformations des jauges placées sur la face latérale du fémur prothésé scellé à 4cm

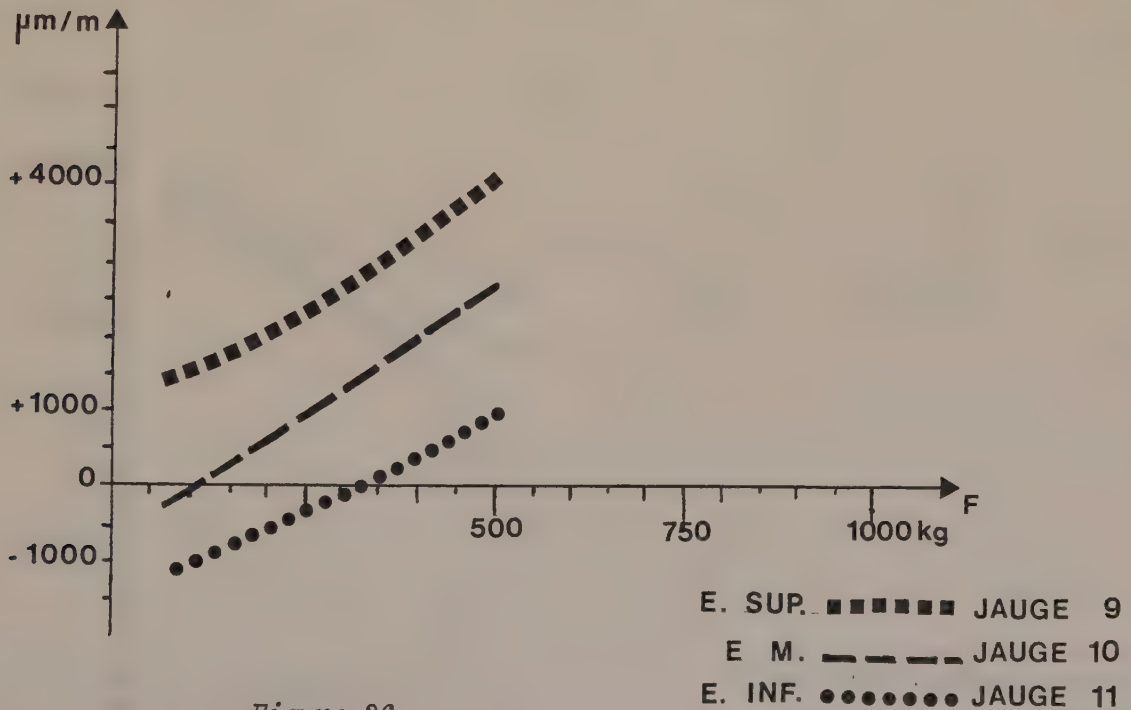


Schéma des déformations des jauges placées sur le bord postérieur du fémur prothésé scellé à 4cm

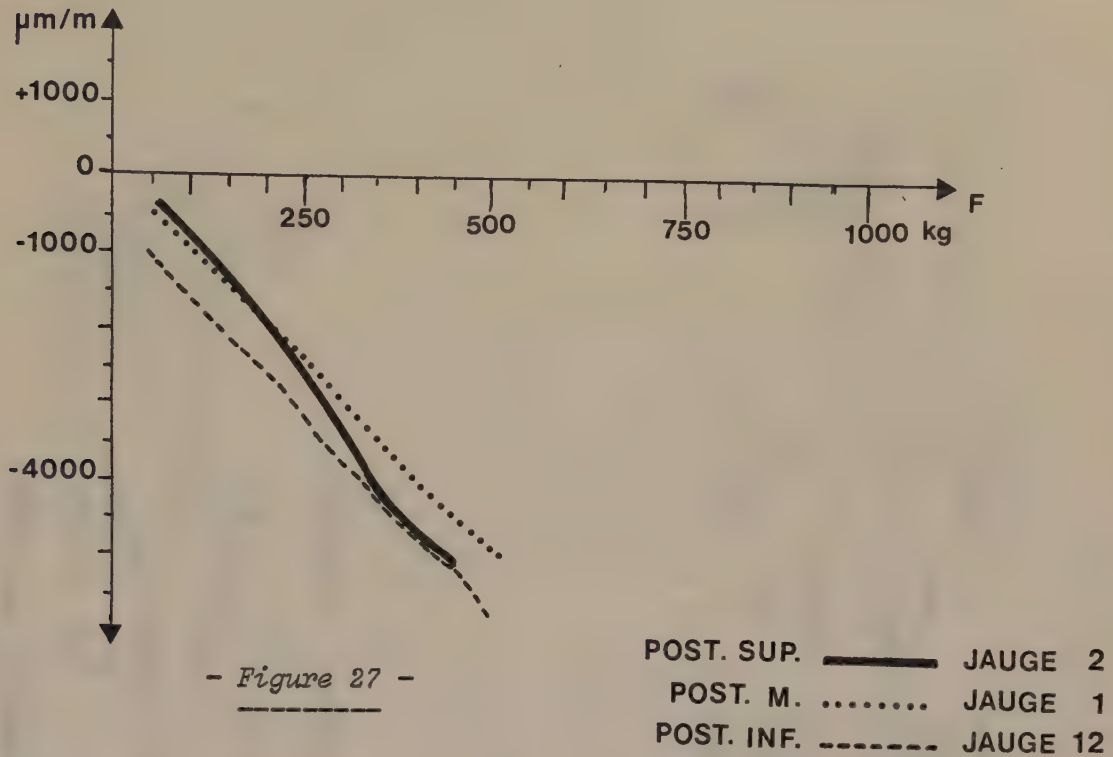
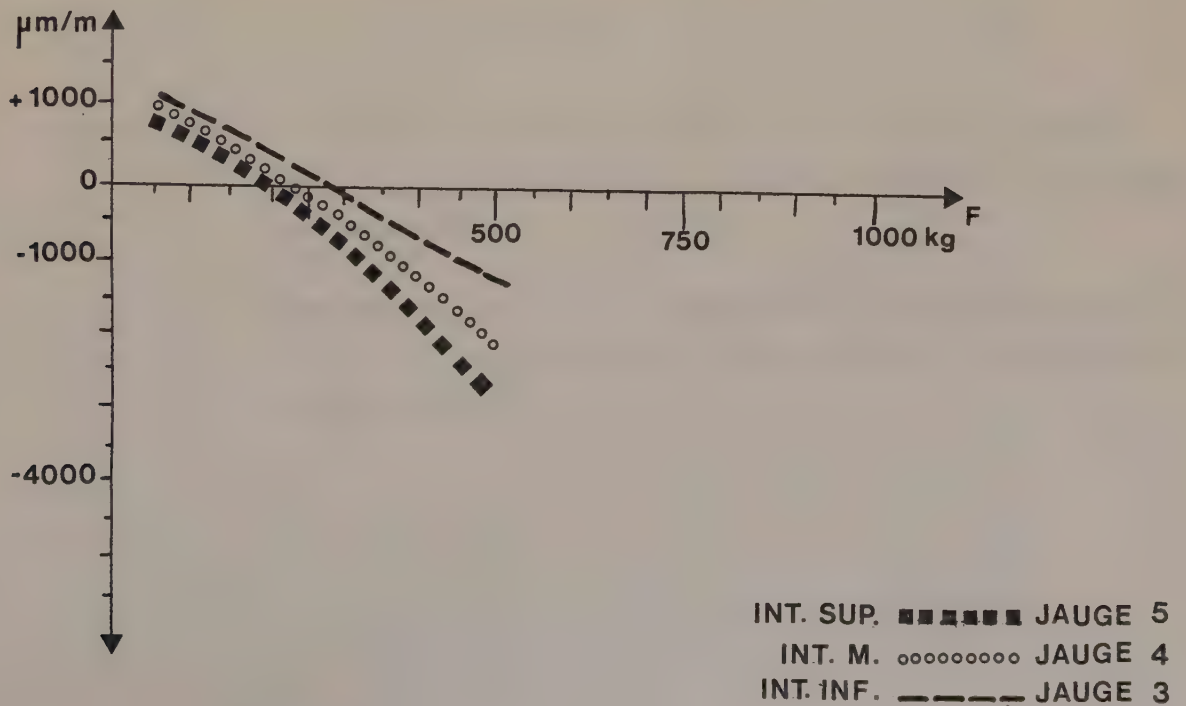
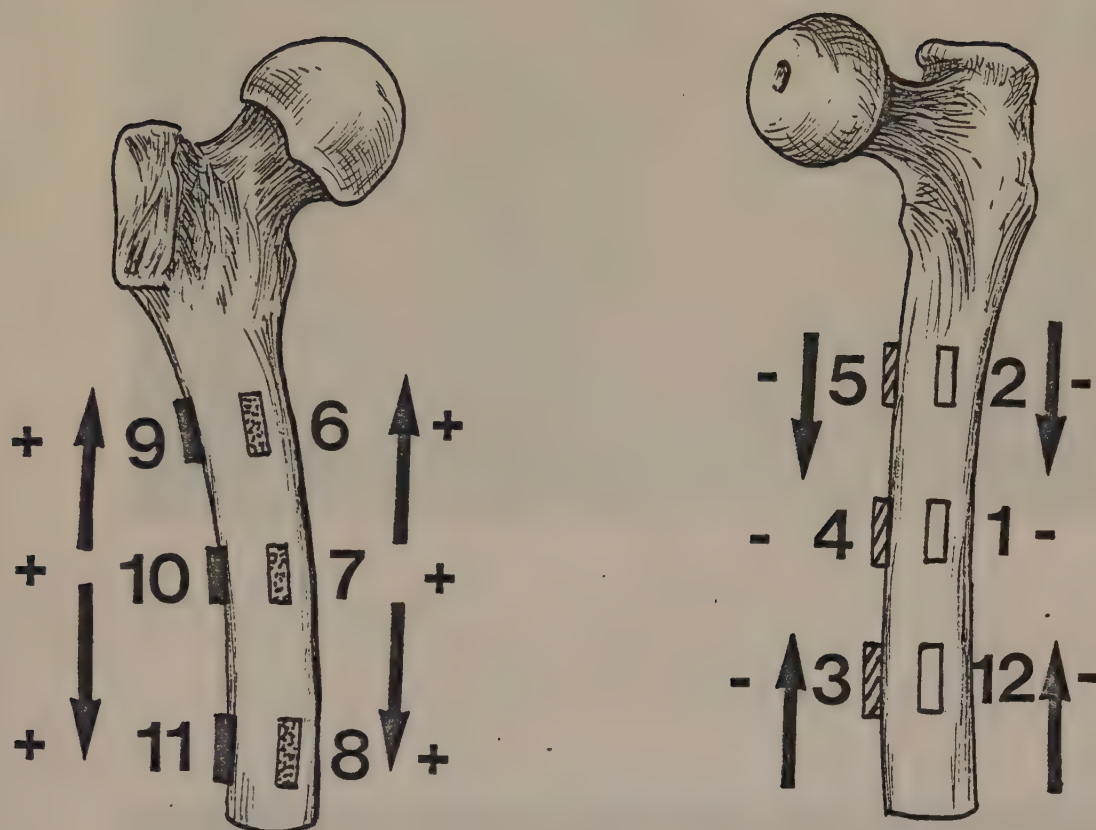


Schéma des déformations des jauges placées sur la face médiale du fémur prothésé scellé à 4cm





- Figure 29 : Les jauges 9 - 10 - 11, placées sur la face latérale, et 6 - 7 - 8, placées sur la face antérieure, travaillent en traction.

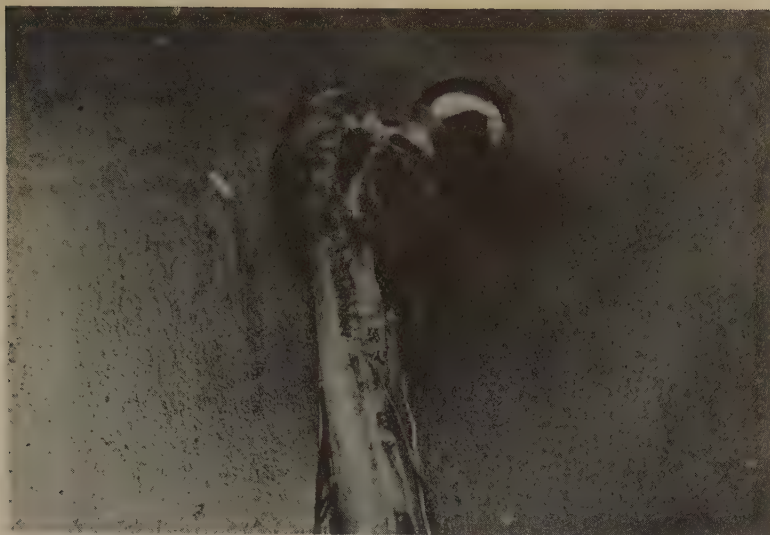
Les jauges 5 - 4 - 3, placées sur la face médiale, et 2 - 1 - 12, placées sur le bord postérieur, travaillent en compression.



- Figure 30 : On remarque la fissure apparue pour une force compressive de 550 kg, en regard de l'arête antéro interne, sur le fémur prothésé non scellé.



- Figure 31 : Vue postérieure de l'extrémité supérieure du fémur prothésé non scellé après fracture.



- Figure 32 : Vue postérieure de l'extrémité supérieure du fémur prothésé scellé à 4 cm après fracture.



- Figure 33 : Extrémité supérieure du fémur prothésé scellé à 8 cm après fracture.



- Figure 34 : Fracture diaphysaire du fémur prothésé scellé à 18 cm.



- *Figure 35 : RADIOGRAPHIE DU FEMUR PROTHESE*

NON SCELLE FRACTURE.

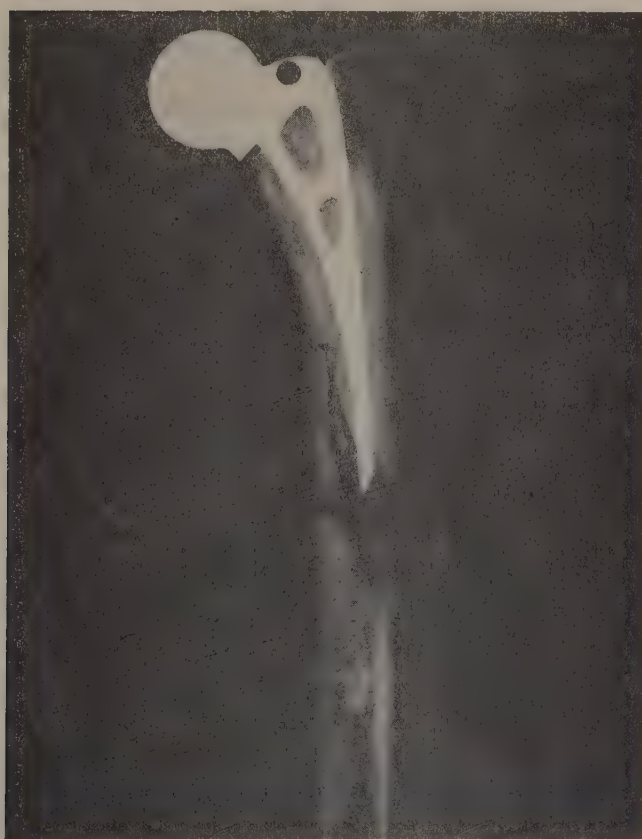


- *Figure 36 : RADIOGRAPHIE, APRES FRACTURE, DU FEMUR*

PROTHESE SCELLE A 4 CM.



- Figure 37 : RADIOGRAPHIE DU FEMUR PROTHESE SCELLE A 8 CM
APRES FRACTURE



- Figure 38 : RADIOGRAPHIE APRES FRACTURE DU FEMUR PROTHESE
SCELLE A 18 CM.

- *Figure 39 : SCHEMA COMPARATIF DES GRADIENTS DES JAUGES
HOMOLOGUES DES CINQ FEMURS :*

- JAUGES PLACEES SUR LA FACE ANTERIEURE

Jauge n° 6	3	>	5	≈	1	>	2	>	4
Jauge n° 7	3	>	5	>	1	>	4	>	2
Jauge n° 8	3	>	5	≈	1	>	2	>	4

- JAUGES PLACEES SUR LE BORD POSTERIEUR

Jauge n° 2	3	>	2	>	1	>	5	>	4
Jauge n° 1	3	>	1	>	2	>	5	>	4
Jauge n° 12	3	>	2	>	1	>	5	>	4

- JAUGES PLACEES SUR LA FACE MEDIALE

Jauge n° 5	2	>	3	=	1	>	5	>	4
Jauge n° 4	2	>	3	=	5	>	1	>	4
Jauge n° 3	2	>	3	>	5	>	1	>	4

- JAUGES PLACEES SUR LA FACE LATERALE

Jauge n° 9	2	>	3	>	1	>	5	>	4
Jauge n° 10	3	>	2	>	5	>	1	>	4
Jauge n° 11	3	>	2	>	5	>	1	>	4

- Figure 40 : SCHEMA COMPARATIF DES GRADIENTS DES JAUGES D'UN MEME
BORD OU FACE PLACEES SUR LES CINQ FEMURS :

- JAUGES PLACEES SUR LA FACE ANTERIEURE

Fémur n° 1	INF > SUP ≈ MOY
Fémur n° 2	INF > MOY > SUP
Fémur n° 3	INF > MOY > SUP
Fémur n° 4	MOY > INF > SUP
Fémur n° 5	INF > MOY > SUP

INF > MOY > SUP

- JAUGES PLACEES SUR LE BORD POSTERIEUR

Fémur n° 1	INF ≈ MOY > SUP
Fémur n° 2	INF > SUP > MOY
Fémur n° 3	SUP > MOY > INF
Fémur n° 4	INF > MOY > SUP
Fémur n° 5	INF > MOY > SUP

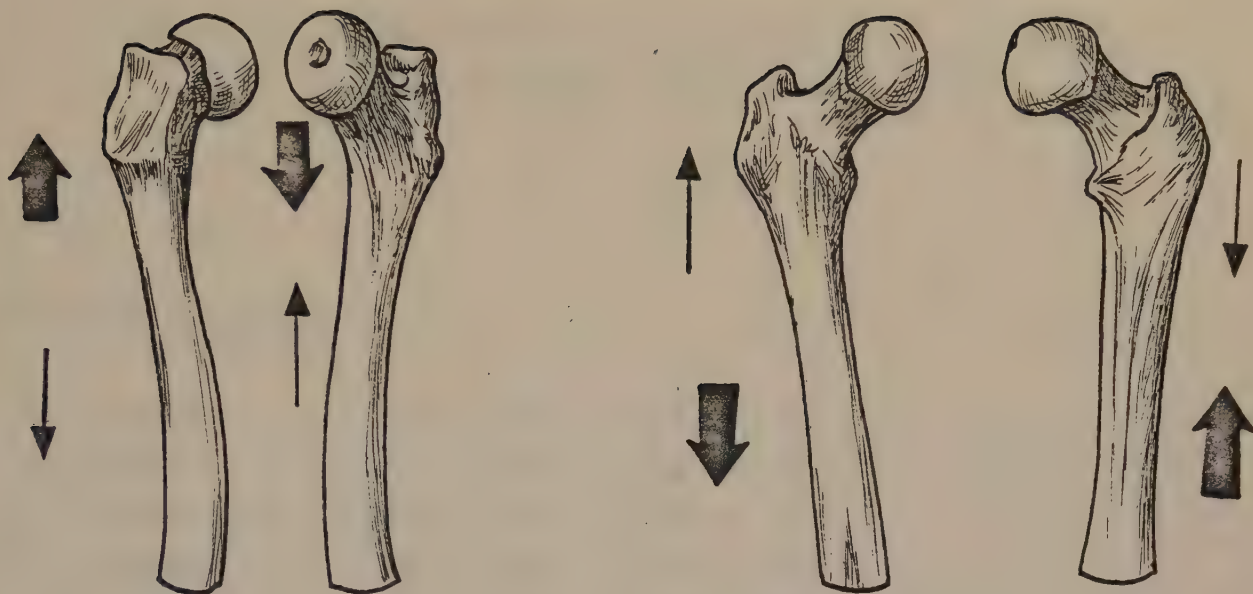
- JAUGES PLACEES SUR LA FACE MEDIALE

Fémur n° 1	SUP > MOY > INF
Fémur n° 2	MOY ≈ SUP > INF
Fémur n° 3	SUP > MOY > INF
Fémur n° 4	SUP > MOY > INF
Fémur n° 5	SUP > MOY > INF

SUP > MOY > INF

- JAUGES PLACEES SUR LA FACE LATERALE

Fémur n° 1	SUP > MOY > INF
Fémur n° 2	SUP > MOY > INF
Fémur n° 3	MOY > SUP > INF
Fémur n° 4	SUP > MOY > INF
Fémur n° 5	SUP > MOY > INF



- Figure 41 : Sur les faces latérale et médiale, les gradients de déformation des jauges, les plus hauts situées, sont supérieurs à ceux des jauges inférieures.

Sur la face antérieure et sur le bord postérieur, les gradients de déformation des jauges inférieures sont supérieurs à ceux des jauges plus haut situées.

- *Figure 42 : SCHEMA COMPARATIF DES GRADIENTS DES JAUGES PLACEES

 SUR LES COURONNES HOMOLOGUES DES CINQ FEMURS :*

- COURONNE SUPERIEURE

Fémur n° 1	INT > EXT > POST > ANT
Fémur n° 2	INT > EXT > POST > ANT
Fémur n° 3	POST > INT > EXT > ANT
Fémur n° 4	INT > EXT > POST > ANT
Fémur n° 5	INT > EXT > POST > ANT

INT > EXT > POST > ANT

- COURONNE MOYENNE

Fémur n° 1	INT ≈ POST > EXT > ANT
Fémur n° 2	INT > POST > EXT > ANT
Fémur n° 3	POST > INT > EXT > ANT
Fémur n° 4	INT > POST > ANT > EXT
Fémur n° 5	INT > POST > EXT > ANT

INT > POST > EXT > ANT

- COURONNE INFERIEURE

Fémur n° 1	POST > INT > ANT > EXT
Fémur n° 2	POST > INT > EXT > ANT
Fémur n° 3	POST > ANT > INT > EXT
Fémur n° 4	POST > INT > ANT > EXT
Fémur n° 5	POST > INT > ANT > EXT

POST > INT > ANT > EXT

III - DISCUSSION :

Il ressort des précédentes constatations, concernant les fémurs travaillant en compression, les remarques suivantes :

- Nous vérifions :

- . qu'à un même niveau les sollicitations en compression sont plus fortes que celles s'exerçant en traction (figure 42).
 - . que la résistance globale des fémurs est renforcée par le scellement dans la mesure où celui-ci est profond, ce qui nécessite de pousser le ciment à l'aide d'une seringue.
 - . que le scellement renforce la zone interne de l'épiphyse restante et de la partie supérieure de la diaphyse des fémurs prothésés.
- Le rapport des gradients de déformation des jauges placées sur un même fémur, à un même niveau ou sur un même bord ou face, ne semble pas être influencé par le scellement (figures 40 et 42).
- Sur les 12 centimètres supérieurs de la diaphyse, le gradient des déformations va en diminuant de bas en haut pour les jauges placées sur la face antérieure et le bord postérieur. Au niveau des faces latérale et médiale, le phénomène contraire a été mis en évidence (figures 41 et 40).

Si nous pouvons comparer entre eux les rapports que nous avons établis pour chacun de nos fémurs, entre les gradients des jauges placées sur un même bord ou face, ou à un même niveau (figures 40, 41 et 42), et en tirer une conclusion, notre lot trop restreint ne nous permet pas d'en faire autant pour les gradients des différentes jauges homologues (figure 39). Il faudrait pour cela travailler sur un lot beaucoup plus important de fémurs homologues, après avoir déterminé par extensométrie mécanique la position de la surface neutre de ces fémurs une fois prothésés, afin de placer ces jauges ohmiques sur des zones ayant une même "valeur fonctionnelle".

- C O N C L U S I O N -

L'analyse des contraintes par jauges ohmiques de fémurs normaux et de fémurs équipés de prothèses de Moore non-scellées ou scellées à différents niveaux montre lors de tests en compression :

1°) que le scellement augmente la résistance globale des fémurs prothésés.

2°) que le gradient des déformations des fémurs prothésés-scellés profondément est inférieur pour une même charge à celui des fémurs peu ou non-cimentés sur les faces externes, internes et sur le bord postérieur de la moitié supérieure de la diaphyse.

3°) que le gradient de compression est plus important que le gradient de traction au niveau des couronnes inférieures de jauges situées en regard de l'extrémité du manche de la prothèse.

Les fractures au niveau de l'extrémité du manche des prothèses de fémurs scellées s'expliquent par l'augmentation de résistance que confère le ciment à la partie haute de la diaphyse.

Vu, le Directeur l'Unité ALEXIS CARREL Le Président de la Thèse

Professeur R. MORNEX

A. BOUCHET

Vu et Permis d'Imprimer
LYON, le 12 octobre 1977

Le président de l'Université
Président du Comité de Coordination
des Etudes Médicales.

D. GERMAIN

- B I B L I O G R A P H I E -

1. AUFRANC O.E. - JONES W.N. - TURNER R.N.
 Femoral shaft fracture below hip prothesis.
 J. Am. Med. Ass. 194, 1378-1381, 1965

2. BLAIMONT P.
 Considérations théoriques au sujet de la fragilisation osseuse
 par les implants métalliques.
 Acta Chir. Belg. 67 : 118-124, 1968

3. BLAIMONT P.
 Contribution à l'étude biomécanique du fémur humain.
 Acta Orthop. Belg. 34, fasc 5, 1968

4. BLAIMONT P. - WAGNER J.
 Préléminaires à l'étude biomécanique de la prothèse d'Austin Moore.
 Acta Chir. Belg. 64 : 829-843, 1965

5. BOUCHET A. - CUILLERET J.
 Anatomie topographique descriptive et fonctionnelle.
 Fasc 3, SIMEP Edit., LYON 1970

6. BURNY F.
 Perturbations des contraintes dues aux implants, adaptation
 fonctionnelle de l'os.
 Acta Orthop. Belg. 1974

7. CHARNLEY
 A crylie cement in orthopaedic surgery.
 Edinburg E and S, Livingstone L d T 67-71, 1970

8. COMTET J.J. - ROZIER T. - VASSAL R. - ARENG J.M. - FISCHER L.
 Recherches expérimentales sur la résistance de la diaphyse des os
 longs chez l'homme.
 Rev. Chir. Orthop. 53, 3-21, 1967

9. DHEM A.
 Le remaniement de l'os adulte.
 Thèse Bruxelles, Ed. ARSCIA S.A., 1967

10. EDWARD C. - Mc ELFRESH M.D. and MARK B.
 Femoral and pelvic fractures after total hips arthroplasty.
 J. Bone Jt Surg A, 483-491, 1974

11. EVANS G. - LISSNER H. - PEDERSEN H.
 Deformation studies of the femur under dynamic vertical loading.
 Anat. Rev. 101, 225-241, 1948

12. EVANS G. - KING A.
 Regional differences in some physical properties of human spongy
 bone. Biomechanical studies of the musculo-skeletal system.
 Charles Tomas Publisher 1961

13. FRAKEL V.H. - BURSTEIN A.H.
 Orthopaedic biomechanics.
 Lea and Febiger ed. Philadelphie, 1976

14. FROS T. H.M.
 The laws of bone structure.
 Charles Thomas Publisher Springfield, 1964

15. GONON G.P.
 Etude biomécanique de la colonne dorso lombaire.
 Thèse LYON 1975

16. GOVAERTS A.
 La biomécanique nouvelle méthode d'analyse du mouvement.
 Presse Univ. Bruxelles 1962

17. HAINAUT K.
Introduction à la biomécanique.
Presse Univ. Bruxelles, 1971

18. KAPANDJI J.A.
Physiologie articulaire.
Fasc 2, 3ème éd. Librairie Maloine S.A. Paris

19. KÜNTSCHER G.
Die spannungsverteilung am Schenkelhals
Arch. Klin. Chir. 61, 2130-2136, 1934

20. LACROIX P.
Remarques sur l'ostéoporose post traumatique.
Masson and Cie, Paris 1964

21. LEDUC A.
Contribution expérimentale à l'étude biomécanique du fémur.
Univ. Bruxelles, thèse 1966

22. LORD G. - MAROTTE - GOUTARD L.E. - ELBERG J.F.
Complications per et post opératoires précoces et tardives des
prothèses totales de hanche.
Acta. Orthop. Belg. Fasc 3, 1973

23. MAQUET P.
Guérison de la pseudarthrose du col fémoral par la variation des
contraintes.
Acta Orthop. Belg. 42, fasc 1, 1976

24. MARIQUE P.
Etudes sur le fémur.
Librairie des Sciences, Brux. 1945

25. RABISCHONG P. - AVRIL J.
Rôle biomécanique des poutres composites os-muscles.
Rev. Chir. Orthop. 51 : 437-455, 1965

26. RIJKE A.M. - RIEGER R. - Mc LAUGHLIN R. - Mc COYS
Porous acrylic ciment.
Biomedical materials research, vol.11 : 373-394, 1977
27. SCHELDON R. - SIMON M.D.
Sticcion-Friction of total hip's protheses and relation ship to
Loosening.
J. Bonc. Jt Surg. A, 226-230, 1975
28. SEDLIN E. - NIRSCH C.
Factors affecting determination of the physical proportion of
femoral cortical bone.
Acta. Orthop. Scand. 37 : 29-48, 1966
29. TESTUT L. - LATARJET A.
Traité d'anatomie humaine.
Tome I, G.Douin et Cie, Paris
30. WAGNER J. - DE MARNEFFE K.
Etude mécanique de la fixation au métacrylate de méthyle des
prothèses d'Austin Moore.
Acta. Orthop. Belg. 34 : 280-295, 1968
